



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU

STOMATOLOŠKI FAKULTET

Ivica Pelivan

**ISTRAŽIVANJE UTJECAJA POLOŽAJA  
GLAVE NA KINEMATSKA SVOJSTVA  
DONJE ČELJUSTI METODOM  
AKCELEROMETRIJE**

DISERTACIJA

Zagreb, 2010.



UNIVERSITY OF ZAGREB

SCHOOL OF DENTAL MEDICINE

Ivica Pelivan

**INFLUENCE OF HEAD POSITION ON  
KINEMATIC PROPERTIES OF THE LOWER  
JAW USING ACCELEROMETRY METHOD**

THESIS

Zagreb, 2010.



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU  
STOMATOLOŠKI FAKULTET

Ivica Pelivan

**ISTRAŽIVANJE UTJECAJA POLOŽAJA  
GLAVE NA KINEMATSKA SVOJSTVA  
DONJE ČELJUSTI METODOM  
AKCELEROMETRIJE**

DISERTACIJA

Mentori:

Prof.dr.sc. Melita Valentić-Peruzović

Dr.sc. Ivan Michieli

Zagreb, 2010.

Rad je izrađen na Zavodu za stomatološku protetiku Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu i u Laboratoriju za istraživanje slučajnih signala i procesa Zavoda za elektroniku Instituta Ruđer Bošković u Zagrebu.

Voditelji rada:

prof. dr. sc. Melita Valentić-Peruzović, znanstveni savjetnik i redoviti profesor na Zavodu za Stomatološku protetiku Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu,

dr. sc. Ivan Michieli, znanstveni savjetnik i voditelj Laboratorija za istraživanje slučajnih signala i procesa Zavoda za elektroniku Instituta Ruđer Bošković u Zagrebu.

Lektor hrvatskog jezika: Ana Perišić Mijić, prof., Trsatska 2,  
HR-10000 Zagreb, tel: 091/3632-104

Lektor engleskog jezika: Ana Perišić Mijić, prof., Trsatska 2,  
HR-10000 Zagreb, tel: 091/3632-104

Rad sadrži:

- 109 stranica
- 36 slika
- 7 tablica
- 1 CD

Rad je izrađen u sklopu znanstveno-istraživačkih projekata Ministarstva znanosti, obrazovanja i športa Republike Hrvatske i to:

- projekta 065-0650448-0957 „Biodinamika mastikatornog sustava, restorativni postupci, funkcija i estetika“, voditeljice prof. dr. sc. Melite Valentić-Peruzović i
- projekta 098-0982560-2566 „Mjerenje i karakterizacija podataka iz stvarnog svijeta“, voditeljice dr. sc. Branke Medved-Rogina.

*Zahvaljujem svojoj mentorici prof. dr. sc. Meliti Valentić-Peruzović na pomoći, savjetima i podršci koje mi je pružila tijekom izrade ove disertacije*

*Također zahvaljujem mentoru dr. sc. Ivanu Michieliu na svim savjetima, tehničkoj pomoći i idejama pri definiranju istraživačke metode, obradi podataka i realizaciji ovog rada.*

*Veliko hvala za pomoć i korisne savjete pri izradi rada dugujem i prof. dr. sc. Senki Meštrović, mr. sc. Mihovilu Strujiću i doc. dr. sc. Stjepanu Špalju.*

*Zagreb, srpanj 2010. godine.*

*mr. sc. Ivica Pelivan*

## Sadržaj

1. UVOD .....	1
1.1. Funkcijska ovisnost žvačnoga sustava i vratne kralježnice .....	3
1.2. Postura glave i vratne kralježnice i funkcija donje čeljusti .....	6
1.3. Pokretljivost vratne kralježnice tijekom kretnji donje čeljusti .....	9
1.4. Mišićna funkcija i kretnje donje čeljusti .....	12
1.4.1. Trigeminalni i cervikalni senzomotorički sustav .....	12
1.4.2. Svojstva vratnih i žvačnih mišića .....	14
1.5. Kretnje kralježnice, glave i donje čeljusti pri kretanju tijela .....	17
1.6. Utjecaj položaja glave i tijela na okluziju zubi .....	19
2. SVRHA ISTRAŽIVANJA .....	22
3. ISPITANICI I POSTUPCI .....	25
3.1. Ispitanici .....	26
3.2. Postupci .....	27
3.3. Priprema ispitanika i standardizacija mjerenja .....	29
3.4. Računalni program Agile-Link™ i postupak mjerenja .....	33
3.4.1. Kalibracija akcelerometrijskog senzora .....	35
3.5. Obrada akcelerometrijskih mjerenja i priprema podataka za wavelet analizu .....	38
3.6. Općenito o wavelet analizi .....	41
3.7. Wavelet analiza akcelerometrijskih podataka .....	44
3.8. Statistički postupci .....	49
4. REZULTATI .....	50

4.1. Statistička raščlamba akcelerometrijskih vrijednosti u mjernim osima X, Y i Z.....	51
4.2. Statistička raščlamba po spolu .....	58
4.3. Statistička raščlamba varijable SMV.....	64
5. RASPRAVA .....	70
6. ZAKLJUČCI .....	89
7. SAŽETAK .....	91
8. SUMMARY .....	93
9. LITERATURA .....	95
10. ŽIVOTOPIS.....	108

## **POPIS OZNAKA I SKRAĆENICA**

CH1 – mjerni kanal 1

CH2 – mjerni kanal 2

CH3 – mjerni kanal 3

SMV - vektor magnitude signala (engl. signal magnitude vector)



## 1. UVOD

---

Funkcijska i anatomska povezanost žvačnoga sustava i ostatka tijela predmet je brojnih znanstvenih istraživanja. Činjenica da promjena položaja glave ili cijeloga tijela utječe na promjenu položaja i kretnji donje čeljusti dobro je dokumentirana. Čini se da su te su kretnje i promjene posture, odnosno položaja, gornjih dijelova tijela, izrazito male i jedva vidljive golim okom (1-3). Međutim, uzimajući u obzir složenost građe žvačnoga sustava kao i izrazitu osjetljivost njegovih neuromuskularnih kontrolnih čimbenika, može se reći da upravo koordinacija djelovanja pojedinačnih mehanizama i njihova funkcijska ovisnost omogućuje ispravno funkcioniranje žvačnoga sustava.

Istraživanja kretnji donje čeljusti i utjecaja posture glave i vrata na njih imaju veliku važnost, ali i primjenu u svakodnevnoj kliničkoj praksi, posebice pri registraciji međučeljusnih odnosa i provjeri okluzije. Međutim, da bi se ustanovila nedvojbeno povezanost i točan način međusobnog djelovanja posture na temporomandibularne poremećaje, i obrnuto, potrebno je provesti dodatna istraživanja na većem broju ispitanika koja bi uključila randomizirane kliničke pokuse na zdravim i bolesnim ispitanicima. Osim toga, potrebno je naglasiti da bi daljnja istraživanja u ovom području trebala biti provedena na više ispitanika i uključiti ispitanike sa znakovima i simptomima temporomandibularnih poremećaja. Istraživanja ukazuju i na činjenicu da ozljede ili poremećaji funkcije koji se javljaju u kranioandibularnome području mogu dovesti do nastanka kompezantornih adaptacija unutar vratne kralježnice, ali i obrnuto, tj. da poremećaji vratne kralježnice i posture mogu dovesti do znakova i simptoma temporomandibularnih poremećaja. Upravo je

ova spoznaja od kliničke važnosti jer upućuje na potrebu da se osobu koja se žali na simptome u području jednog ili oba čeljusna zgloba mora pregledati i s aspekta funkcije i poremećaja vratne kralježnice i obrnuto. Takav dijagnostički i terapijski pristup u sebi podrazumijeva multidisciplinarnost u ovome širokom području s puno preklapanja i to između liječnika dentalne medicine, ortopeda, neurologa, otorinolaringologa, neurokirurga i fizijatara

### **1.1. *Funkcijska ovisnost žvačnoga sustava i vratne kralježnice***

Anatomija je čeljusnih zglobova dobro poznata već dugi niz godina i vrlo je temeljito opisana (4). Čeljusni zglobovi, uz atlantookcipitalni zglob, čine jedine pokretne zglobove lubanje. Sastoje se od dva anatomski odvojena, ali funkcijski povezana zgloba koja se ne mogu pokretati neovisno jedan o drugome. Sljepoočna kost na kojoj se nalazi zglobna jamica spaja se straga sa zatiljnom kosti koja na sebi nosi zglobne površine za atlantookcipitalni zglob. U sastav toga zgloba ulaze zatiljna kost, atlas (prvi vratni kralježak) i axis (drugi vratni kralježak). Građa je gornjeg dijela vratne kralježnice osmišljena tako da pruži funkcijsku potporu pri opterećenju kojeg uzrokuje težina glave, ali i da prenosi sile s područja glave na donji dio vratne kralježnice. Unatoč anatomskim i funkcijskim razlikama između čeljusnog zgloba i vratne kralježnice, ove su dvije strukture međusobno spojene pomoću drugih anatomskih struktura građenih od vezivnog tkiva koje im oboma pruža i pokretljivost i stabilnost. Stoga se uzajamno biomehaničko i

anatomsko djelovanje između ova dva područja može smatrati ovisnom funkcijskom vezom (5).

Prepoznavanje ovakve vrste ovisnosti dvaju anatomskih područja relativno je novo u domeni dijagnostike i terapije muskuloskeletalnoga sustava (6). Primarna je pretpostavka da oštećenja unutar jednog područja muskuloskeletalnoga sustava mogu biti povezana s adaptacijama ili oštećenjima u udaljenim anatomskim područjima koja se mogu nalaziti iznad ili ispod razine lokalnog poremećaja. Adaptacija predstavlja reakciju vezivnog tkiva bez pojave kliničkih simptoma. Za razliku od adaptacije, kompenzacija je aktivna reakcija sustava suprotno od smjera djelovanja akcije. To je mišićna reakcija koja izaziva kliničke simptome. Uzrok izostanka adaptacije je preveliki broj čimbenika koji utječu na sustav i premali kapacitet adaptacije (7). Stoga bolni poremećaji unutar kraniofacijalnoga područja mogu biti pripisani disfunkciji čeljusnoga zgloba ili vratne kralježnice budući da oba područja dijele zajedničke obrasce odražene boli (8-11).

Još je 1983. godine Rocabado predložio postojanje biomehaničke veze između kranio-mandibularnoga područja i vratne kralježnice pretpostavljajući pri tom da devijacije posture unutar gornjeg dijela vratne kralježnice doprinose nastanku i razvoju temporomandibularnih poremećaja (12). Točnije, pretpostavio je da poremećaji u kraniovertebralnom području, poput onih koji se javljaju pri prednjem stavu glave, imaju za posljedicu povećanu posteriornu kranijalnu rotaciju, smanjenje vratne lordoze, pojačanje translacijskih sila na čeljusne zglobove i smanjenje rotacijske komponente pri

otvaranju usta, što sve zajedno dovodi do degenerativnih promjena i pojave boli.

Na slične podatke nalazimo i u istraživanjima iz područja otorinolaringologije koji također ukazuju na određeni stupanj povezanosti položaja gornjeg dijela vratne kralježnice te nazalnih i oralnih obrazaca disanja koji mogu doprinijeti nastanku i razvoju temporomandibularnih poremećaja (13). Pretpostavlja se da slabljenje nazalnog disanja dovodi do posteriorne rotacije glave, retruzije donje čeljusti te povećanog vlačnog naprezanja podjezičnog mišića (14, 15). Osim toga, okluzijski se dodiri te položaji glave, vrata i donje čeljusti koriste u osmišljavanju terapijskih smjernica i ortodontskih prilagodbi pri zbrinjavanju temporomandibularnih poremećaja (16). Položaj vratne kralježnice i tonus mišića unutar kranio cervikalnog područja mogu se mijenjati uporabom mobilnih ortodontskih naprava (17).

U novijem preglednom radu koji se bavi tematikom međusobnog odnosa i povezanosti vratne kralježnice, žvačnoga sustava i kraniofacijalne boli, Olivio i sur. su 2006. godine pronašli 394 objavljena članka koja se bave biomehaničkim, anatomskim i patološkim odnosima unutar ovoga područja. Iako njihov rad ukazuje na određeni stupanj međusobne povezanosti između vratne kralježnice, žvačnoga sustava i kraniofacijalne boli, ocijenili su navedena istraživanja ukupno lošima zbog ograničenih istraživačkih pravila (5, 18).

## **1.2. Postura glave i vratne kralježnice i funkcija donje čeljusti**

U znanstvenoistraživačkom području koje se bavi temporomandibularnim, odnosno kranioandibularnim poremećajima, postoje teorijski modeli koji se bave međusobnim odnosom položaja glave i vrata i funkcije donje čeljusti (12, 19). Ovi modeli pretpostavljaju da položaj glave i zatiljka utječe na položaj i pokretljivost donje čeljusti. Smatra se da položaj glave utječe na promjene u području zubnih dodira i zglobnoga prostora unutar čeljusnih zglobova. Osim toga, tvrdi se da prednji stav (položaj) glave ima za posljedicu istežanje infrahioidnih mišića te na taj način dolazi do pojave i djelovanja vlačnih sila na jezičnu kost. Smatra se nadalje da se te sile prenose na donju čeljust preko hvatišta suprahioidnih mišića što ima za posljedicu pomak donje čeljusti prema natrag i dolje.

Uporabom akcelerometrijskih mjerenja na donjoj čeljusti glavi i vratu, Yamada i sur. izmjerili su trajektorije donje čeljusti na deset zdravih ispitanika tijekom kretnji otvaranja i zatvaranja usta u dvanaest različitih položaja glave (20). Ustanovili su statistički značajnu linearnu ovisnost između trajektorija donje čeljusti i položaja glave kod svih ispitanika. Ekstenzije glave i vrata imale su za posljedicu pomak donje čeljusti prema natrag tijekom kretnje zatvaranja, dok je fleksija glave i vrata imala za posljedicu pomak donje čeljusti prema naprijed.

Koristeći se uređajem za trodimenzijsku prostornu analizu kretnji, Visscher i sur. mjerili su učinak četiriju različitih položaja glave na putanje

kretnji donje čeljusti u deset zdravih ispitanika (21). Oni su također ustanovili statistički značajnu linearnu ovisnost između položaja glave i smjera kretnji donje čeljusti kod svih ispitanika bez obzira na spol, što je u skladu s prethodnim rezultatima.

Oba ova istraživanja snažno podupiru pretpostavku da položaj glave utječe ne samo na kretnje donje čeljusti, nego i na sile koje djeluju na donju čeljusti u mirovanju i tijekom kretnji kod zdravih odraslih ispitanika.

Higbie i sur. istraživali su promjene tijekom otvaranja usta, odnosno kretnji donje čeljusti, pri promjeni položaja glave i to na 40 ispitanika starih od 18 do 54 godine (22). Međutim, u svom istraživanju nisu gledali putanju kretnji donje čeljusti već su se usmjerili ka mjerenju iznosa kretnji donje čeljusti pri četiri različita položaja glave. Ustanovili su statistički značajne koeficijente korelacije između položaja glave i iznosa kretnji donje čeljusti. Ekstendirani položaj glave kod svih je ispitanika doveo do statistički značajno većeg iznosa otvaranja nego pri flektiranom položaju glave. Ovo istraživanje dodatno ukazuje na postojanje utjecaja položaja glave i vrata na kretnje donje čeljusti, iako se povezanost između položaja glave i vrata i temporomandibularnih poremećaja ne može točno definirati budući da su se sva navedena istraživanja provodila na zdravim ispitanicima.

U novijem preglednom radu o povezanosti prednjeg položaja (posture) glave i temporomandibularnih poremećaja, Olivo i sur. pretraživali su literaturu između 1965. i 2004. godine u potrazi za istraživanjima koja povezuju položaj glave i vrata s temporomandibularnim poremećajima (5). U svoj su pregledni rad uvrstili sva klinička istraživanja, kohortna istraživanja,

istraživanja parova, presječna istraživanja i istraživanja niza parova. Što se ispitanika tiče, uvrstili su sva istraživanja s ispitanicima starosti između 6 i 70 godina, s postavljenom dijagnozom temporomandibularnoga poremećaja, koji nisu imali operativne zahvate na čeljusnom zglobu, traumu ili prijelome kao ni druga komorbidna stanja kao što su karcinomi, reumatske bolesti i neurološki ispadi. Obrađeno je ukupno 394 različita istraživanja koja su vrednovana temeljem kritičke procjene temeljene na postavkama istraživanja, kontroli zbunjujućih varijabli, veličini uzorka, valjanosti i pouzdanosti rezultata mjerenja, kontrolnim skupinama, statističkoj obradi i vanjskoj provjeri istraživanja. Svako je uključeno istraživanje neovisno vrednovano od strane dva recenzenta. U konačnici je samo dvanaest istraživanja zadovoljilo sve navedene kriterije i bilo uvršteno u pregledni rad. U tom su radu autori zaključili kako se zbog ograničenog broja istraživanja te općenito loših metodoloških i istraživačkih kriterija ne može donijeti zaključak koji bi podupro, ali ni osporio, postojanje povezanosti između posture i temporomandibularnih poremećaja. Stoga preporučuju da se nastavi daljnje istraživanje u ovom području.



### **1.3. Pokretljivost vratne kralježnice tijekom kretnji donje čeljusti**

Lubanja čovjeka na sebi nosi gornje zube smještene u gornjoj čeljusti, preko čeljusnih zglobova povezuje donju čeljust i uzglobljuje vratnu kralježnicu preko okcipitalne kosti koja artikulira s prvim vratnim kralješkom tvoreći atlantookcipitalni zglob. Atlantookcipitalni se zglob sastoji od dvije gornje bikonkavne zglobne površine koje su u dodiru s konveksnim zglobnim površinama na okcipitalnoj kosti te dopuštaju kretnje glave u sagitalnoj (fleksija i ekstenzija) i frontalnoj ravnini (lateralno savijanje). U drugom, obrtnom zglobu vratne kralježnice između prvog i drugog vratnog kralješka, atlasa i aksisa, tzv. atlantoaksijalnom zglobu, odvija se isključivo rotacija glave u lijevo i desno. Osim atlantookcipitalnih sinovijskih zglobova, zatiljak je čvrsto povezan s ostatkom vratne kralježnice putem membrane tektorije (lat. membrana tectoria), koja je nastavak stražnjeg longitudinalnog ligamenta, te ostalih atlantookcipitalnih i atlantoaksijalnih ligamenata.

Iako su kretnje lubanje koje se zbivaju istovremeno s kretnjama donje čeljusti (otvaranje i zatvaranje usta) opisane još daleke 1748. godine, naknadna istraživanja ovih kretnji pri funkcijskim kretnjama žvačnoga sustava nisu bila provedena sve do nedavno (23). Kranimandibularni je kompleks bio modeliran kao obrnuto njihalo zbog svoje fizičke građe, posturalnih odnosa glave prema vratnoj kralježnici i donje čeljusti prema gornjoj (24). Koristeći ovaj model, pretpostavili su da se sile koje djeluju na lubanju i čeljusne

zglobove podjednako raspoređuju, a cijeli se sustav stabilizira putem biomehaničke krutosti i sustava neuromuskularnih povratnih sprega.

Fleksijske i ekstenzijske kretnje lubanje koje se događaju tijekom kretnji u žvačnom sustavu otkrivene su i za vrijeme žvakanja, gutanja i zijevanja (23, 25-29). Eriksson i sur., a kasnije i Zafar i sur., istraživali su funkcijske povezanosti unutar kraniomandibularnoga područja pomoću uređaja za analizu pokreta i elektromiografskih mjerenja tijekom izvođenja različitih kretnji donje čeljusti (26, 30). U svrhu procjene kretnji donje čeljusti i lubanje i amplituda tih kretnji prikupljani su mjerni podatci pomoću uređaja za analizu kretnji na deset zdravih odraslih osoba starosti između 22 i 45 godina. Svi su ispitanici dobili upute da izvode kretnju otvaranja i zatvaranja usta u prirodnom ritmu, brzom ritmu i sporom ritmu za puna dva ciklusa otvaranja i zatvaranja usta, a svi su podatci prikupljani dva puta. Rezultati ovih istraživanja potvrđuju postojanje paralelnih, koordiniranih pokreta glave i vrata kod svih ispitanika i to ekstenzije glave pri otvaranju čeljusti, a fleksije pri zatvaranju. Amplitude kretnji glave kretale su se u iznosu od približno 50% amplitude kretnji donje čeljusti tijekom otvaranja i 30-40% tijekom zatvaranja. Ovo predstavlja jedan osjetljiv obrazac, koji upućuje na to da su i pokreti gornjeg zubnog niza (nastali zbog kretnji glave) i pokreti donjeg zubnog niza (nastali zbog kretnji donje čeljusti) međusobno koordinirani u ovisnosti o funkciji i zadatku kojeg žvačni sustav mora izvršiti poput pridržavanja, usitnjavanja i obrade hrane tijekom žvakanja. Osim toga, kod 24 ispitanika uočeno je da se kretnje glave i vratne kralježnice javljaju istovremeno ili

neposredno prije kretnji donje čeljusti pokazujući pri tome dosljedne prostorno-vremenske obrasce (29).

Slični obrasci kretnji glave postignuti su kod zdravih ispitanika u pokusnim istraživanjima tijekom ritmičkih pokreta kuckanja zubima (1, 27, 28), jednostranog ritmičkog žvakanja (25), maksimalnog otvaranja usta i govora (31, 32). Odstupanja od ovih obrazaca koordinacije kretnji glave i vrata pronađena su u ispitanika koji pate od poremećaja povezanih s trzajnom ozljedom vratne kralježnice, kroničnih bolova u vratnoj kralježnici i u ispitanika sa simptomima temporomandibularnih poremećaja (33). Sva navedena istraživanja podupiru postojanje koordiniranog djelovanja i funkcijskog odnosa između čeljusnoga zgloba i vratne kralježnice tijekom kretnji.

## **1.4. Mišićna funkcija i kretnje donje čeljusti**

### **1.4.1. Trigeminalni i cervikalni senzomotorički sustav**

Trigeminalni moždinski trakt nastavlja se na segmente gornjeg dijela vratne kralježnice, a primarna inervacija orofacijalnoga područja ostvaruje se putem trigeminalnoga živca i njegovih ogranaka. Preklapanje obrazaca odražene boli u ispitanika s temporomandibularnim poremećajima i poremećajima vratne kralježnice upućuje na postojanje ovisnosti između ovih područja u senzomotoričkoj funkciji (8, 9, 34-37). Browne i sur. (34) objavili su 1998. godine kritički pregledni rad o primijenjenim istraživanjima koja se bave pitanjem: *„Kada nastane disfunkcija lokomotornoga sustava u jednom području (npr. kraniocervikalnom) koje su senzoričke i motoričke posljedice na strukture u drugom području (npr. kraniofacijalnom)?“*. Pronašli su nekoliko kliničkih prikaza slučajeva koji predlažu teorije o odraženoj boli iz vratne kralježnice u donju čeljust i obrnuto. Međutim, većina tih teorija bila je utemeljena na anegdotalnim izvješćima, špekulacijama i subjektivnim mišljenjima istraživača. Klinička istraživanja koja se bave ovim teorijama opisana su kao nekontrolirana istraživanja minimalnih znanstvenih vrijednosti. Oni su međutim revidirali i nekoliko neurofizioloških i neuromotoričkih istraživanja koja su dokazala približavanje senzoričkih i silaznih motoričkih živčanih vlakana iz područja vratne kralježnice na jezgri trigeminalnoga živca i kod ljudi i kod životinja. Nekolicina istraživanja na mačkama, majmunima i štakorima dokazala je povećanje krvnog protoka i

metaboličke aktivnosti u dorzalnom rogu kralježničke moždine nakon podraživanja područja koje inervira trigeminalni živac. Slična istraživanja na ljudima pokazala su postojanje obrazaca kretnji glave i vratne kralježnice pri podraživanju područja oko usta i taktilnog podraživanja kože lica (38).

U posljednje vrijeme istraživani su bol i neuromuskularna aktivnost u kranio-mandibularnom području (39-41). Svensson i sur. (41) istraživali su utjecaj toničke otopine glutamata naspram izotoničke fiziološke otopine na bol u vratu i elektromiografsku aktivnost žvačnih i vratnih mišića u 19 zdravih muških ispitanika. Otkrili su da je bol koja se javila u žvačnim mišićima povezana s povećanjem elektromiografske aktivnosti u mirovanju, posebice u *m. splenius capitus* i *m. sternocleidomastoideus*, što nije bilo moguće postići nakon ubrizgavanja izotoničke fiziološke otopine. Di Lazzaro i sur. (39) su 2006. godine pokazali povećane elektromiografske odgovore u *m. splenius capitus* i *m. sternocleidomastoideus* nakon podraživanja infraorbitalnoga živca kod zdravih odraslih ispitanika. Oba ova istraživanja pokazuju da bolni podražaji struktura i područja koja su inervirana putem trigeminalnoga živca mijenjaju mišićnu aktivnost vratnih mišića podupirući prethodno iznesene pretpostavke o međusobnoj povezanosti i ovisnosti ovih anatomskih struktura.

### 1.4.2. Svojstva vratnih i žvačnih mišića

Iako se razlikuju u svojim primarnim funkcijama, polazištima i hvatištima, vratni su mišići usko vezani uz kranio-mandibularno područje. Primarni mišići zatvarači, temporalni i maseterični mišić, povezani su s lubanjom preko sljepoočne kosti. Mišići koji sudjeluju u otvaranju usta, kao što su suprahoidni i infraoidni mišići, protežu se od donjeg ruba donje čeljusti preko jezične kosti sve do prsne i ključne kosti. *M. trapezius*, *m. splenius capitis* i *m. sternocleidomastoideus* imaju hvatište na bazi lubanje i sudjeluju u ekstenziji glave.

Nekoliko istraživanja mišićne funkcije unutar kranio-mandibularnoga područja pokazalo je postojanje aktivacije vratnih mišića, prvenstveno *m. splenius capitis* i *m. sternocleidomastoideus* i *m. trapezius* tijekom funkcijskih kretnji žvačnoga sustava kao što su žvakanje, gutanje i govor (23, 42-48). Clark i sur. (44) mjerili su elektromiografsku aktivnost u sternokleidomastoidnom mišiću kod dvanaest zdravih muških ispitanika tijekom maksimalnog voljnog stiskanja zubi. Otkrili su da se aktivnost sternokleidomastoidnog mišića javila istovremeno s kontrakcijom maseteričnog mišića i progresivno se linearno pojačavala s aktivacijom masetera. Christensen i sur. (42) mjerili su kinematiku donje čeljusti tijekom brzog kretnji otvaranja i zatvaranja usta. Došli su do saznanja da se aktivacija sternokleidomastoidnog mišića javlja i tijekom kretnje otvaranja i tijekom kretnje zatvaranja usta i to prosječno u 60% vremena. Tijekom kretnje gutanja, aktivacija prednje skupine vratnih mišića pomaže pri stabilizaciji

vratne kralježnice i podupire funkciju infrahioidnih i suprahioidnih mišića. Analizirajući elektromiografsku aktivnost pedeset ispitanika pri različitim posturama tijekom gutanja sline i stiskanja zubi, Valenzuela i sur. (48) otkrili su usklađenu aktivnost u sternokleidomastoidnim mišićima bez obzira na posturu glave. Ove se funkcijske kretnje i zadatci žvačnoga sustava primarno postižu kontrakcijom žvačnih mišića, iako je i aktivacija vratnih mišića u zdravih ispitanika bila cijelo vrijeme prisutna. Obrasci aktivacije vratnih mišića u skladu su s kretanjama glave i vrata koje su prethodno opisane (23, 25-30, 49). Aktivacija vratnih mišića pri funkciji žvačnoga sustava upućuje na ovisnost vratne kralježnice i senzomotoričkoga sustava čeljusnih zglobova za koju se čini da je urođena budući da su takvi motorički obrasci također otkriveni pri istraživanjima zijevanja u novorođenčadi (23).

Druga pak istraživanja povezuju bol u gornjem dijelu *m. trapezius*, *m. splenius* i *m. sternocleidomastoideus* s temporomandibularnim i okluzijskim poremećajima sugerirajući pri tome da se poremećaji funkcije unutar kranio-mandibularnoga područja mogu ukazivati na ili dovesti do oštećenja u mišićima vratne kralježnice (8, 9, 34-37). Nasuprot tomu, u istraživanjima koja se bave oštećenjima koordinacije pokreta pri kretanjama donje čeljusti kod ispitanika koji su doživjeli trzajnu ozljedu vratne kralježnice, pretpostavlja se da poremećaji funkcije vratne kralježnice mogu imati za posljedicu oštećenja kranio-mandibularnog područja (33, 45). Uspoređujući zdrave ispitanike s 25 ispitanika koji pate od poremećaja povezanih s trzajnom ozljedom vratne kralježnice, Eriksson i sur. (33) mjerili su amplitudu, koordinaciju i prostorno-vremensku dosljednost u obrascima kretnji glave,

vrata i donje čeljusti koristeći sustav za analizu pokreta. Došli su do otkrića da ispitanici koji pate od poremećaja povezanih s trzajnom ozljedom imaju značajno smanjenu amplitudu pokreta i izmijenjenu vremensku komponentu kretnji glave, vrata i donje čeljusti u usporedbi sa zdravim ispitanicima. Ova saznanja mogu dodatno poduprijeti hipotezu funkcijske povezanosti između kranio-mandibularnog područja i vratne kralježnice.



## **1.5.    *Kretnje kralježnice, glave i donje čeljusti pri kretanju tijela***

Normalno i zdravo kretanje ljudskoga tijela podrazumijeva translaciju cijeloga tijela po zakrivljenoj sinusoidnoj putanji što se postiže koordinacijom ritmičkih rotacija pojedinih segmenata ljudskoga tijela. To se zbiva na način da se gornji dio tijela pomiče tako da održava stabilan oscilacijski obrazac kretnji kao ravnotežu potencijalno destabilizirajućim udarnim silama koje se javljaju u donjem dijelu tijela (50). Istraživanja vezana uz kontrolu i održavanje ravnoteže putem vestibulokohlearnog aparata pokazala su da je stabilnost gornjeg dijela tijela od presudne važnosti za održavanje ravnoteže između vidnog i vestibulokohlearnoga sustava i smatra ga se sastavnim dijelom u kontroli ravnoteže i posture (51, 52).

Tijekom hodanja pri umjerenim brzinama, pokazalo se da se, promatrano u sagitalnoj ravnini, kretnje glave javljaju u suprotnom smjeru od kretnji trupa, a izravno su pod utjecajem brzine hodanja (51, 53-55). Povećanje brzine hodanja rezultira i pojačanjem akceleracijskih sila na glavu s istovremenim proporcionalnim, ali obrnutim silama koje djeluju na donju čeljust (51, 54, 56, 57). Kako glava ubrzava u smjeru prema gore, tako se javlja povećanje akceleracije donje čeljusti prema dolje, i obrnuto, kako se glava ubrzava prema dolje, tako raste i akceleracija donje čeljusti prema gore (32). Unatoč djelovanju ovih akceleracijskih sila, zubi gornje i donje čeljusti međusobno ne dolaze u dodir pri svakom učinjenom koraku budući da je

ovakva kretanja donje čeljusti kontrolirana putem pasivnih elastičnih veza i refleksne aktivacije žvačnih mišića (58, 59). Istražujući kretanje donje čeljusti i ove akceleracijske sile koje djeluju, Shiller i sur. došli su do spoznaja da se pri kombiniranju povećanih brzina hoda s govorom, javljaju kompenzacijske prilagodbe koje imaju za zadatak pozicionirati i stabilizirati donju čeljust (32). Također su otkrili da je varijabilnost kretanja donje čeljusti bila značajno manja pri većim brzinama hoda tijekom govora, međutim nisu uočili nikakve promjene pri akceleracijskim kretanjima glave. Ovakve razlike u stabilnosti donje čeljusti povezane s brzinom i određenom funkcijskom kretanjom tijekom hodanja upućuju na postojanje sofisticiranih kontrolnih mehanizama koje uključuju funkcijsku spregu i povezanost između kranio-mandibularnoga sustava i vratne kralježnice.

Održavanje stabilnosti kompleksa glava – vrat tijekom hoda ovisi o pasivnim svojstvima mišića kranio-mandibularnoga i vratnoga područja, vestibulokoličnim i cervikokoličnim refleksima u sastavu moždanog debla te sustavima motoričke kontrole (52). Ukoliko neki od nabrojanih mehanizama budu oštećeni zbog ozljede ili bolnih stanja vezanih uz temporomandibularne poremećaje, onda kod osoba s temporomandibularnim poremećajima mogu biti očite i promjene u obrascima kretanja glave i vrata tijekom hoda, odnosno kretanja. Iako su istraživanja koja su se bavila kontrolnim mehanizmima kretanja glave i tijela tijekom hoda pokazala postojanje ritmičkih rotacija i koordiniranih kretanja glave i vrata tijekom različitih načina hoda, istraživanja hoda koja uključuju i analizu čeljusnih zglobova relativno su rijetka (50, 51, 54, 57).

## **1.6. Utjecaj položaja glave i tijela na okluziju zubi**

U dentalnoj medicini je već dugo godina poznata činjenica da položaj glave utječe na položaj donje čeljusti, a time i na okluziju zubi. Postoji nekoliko istraživanja koja su se bavila utjecajem položaja glave i/ili tijela na okluziju zubi. U literaturi se navodi da je položaj glave povezan s aktivnošću žvačnih mišića, s položajem donje čeljusti, putanjom donje čeljusti pri zatvaranju te dodirima među zubima (60-63). Schwarz je 1928. godine koristeći kranijalne rendgenske snimke pokazao da se pri ekstenziji glave javlja stražnji pomak donje čeljusti, dok se pri fleksiji glave javlja pomak donje čeljusti prema naprijed (64). Posselt (65) je nakon toga potvrdio rezultate do kojih je u svom istraživanju došao Schwarz i to pomoću voštanog registrata međučeljusnih odnosa. Osim njega, Cohen (66) je uporabom radiografskih metoda, odnosno lateralnog kranioograma, dokazao da je položaj donje čeljusti varijabilan u odnosu na položaj glave. Šezdesetih godina dvadesetoga stoljeća, Brenman i Amsterdam (67) su također utvrdili postojanje povezanosti između položaja glave i okluzije koristeći takozvani okluzogram. Uporabom uređaja za praćenje kretanja donje čeljusti Preiskel (68) je utvrdio da ekstenzija glave dovodi do pomaka donje čeljusti prema dolje i natrag. McClean i sur. dokazali su svojim istraživanjem da se u ekstenziranom položaju glave prvi dodiri između zubi gornje i donje čeljusti javljaju distalnije u odnosu na zubne dodire koji postoje kada je tijelo u uspravnom položaju (69).

Primjenom mandibularnog kineziografa Goldstein i sur. (63) su dokazali da promjene u položaju glave mogu izravno utjecati na putanju kretnje zatvaranja donje čeljusti. Pomakom cijele glave prema naprijed do položaja u kojem je vertikalna os vratne kralježnice normalno opterećena, došlo je do izrazitog smanjenja vertikalne udaljenosti pri zatvaranju donje čeljusti. Nasuprot tomu, pri pomaku glave prema natrag uz ispravljanje položaja vertikalne osi vratne kralježnice, došlo je do smanjenja prednja ekskuzije donje čeljusti unutar interokluzijskog prostora.

Pojavom računalne dentalne tehnologije krajem 20. stoljeća dolazi do značajnog napretka u ovom dijelu znanosti. Chapman i sur. su pomoću T-Scan sustava (70) istražili su utjecaj različitih položaja glave u sjedećem položaju tijela na zubne dodire pri zatvaranju u položaj maksimalne interkuspidacije. Ovo je istraživanje dokazalo da položaj glave ima utjecaja na prostorni razmještaj zubnih dodira u početnoj fazi zatvaranja, no u završnoj fazi kretnje zatvaranja da nema statistički značajne razlike. Izrazito uzročno – posljedičnu povezanost između sagitalnih kretnji kompleksa glava – vratna kralježnica i okluzije uočili su Makofsky i sur. (71), također koristeći T-Scan uređaj za analizu zubnih dodira. Oni su dokazali da se pri eksteniranom položaju glave, zubni dodiri pomiču prema natrag (distalnije) dok se u flektiranom položaju glave, zubni dodiri smještaju više prema naprijed (mezijalnije).

U literaturi se kao objašnjenje ovih činjenica i pojava navodi i takozvana teorija klizajućeg kranija (72) čiji je autor također Makofsky. Prema njegovoj teoriji male klizne kretnje koje se događaju na okcipitalnim kondilima

i na atlasu dovode i do pomaka donje u odnosu na gornju čeljust i to paralelno s dorzofleksijom i ventroflexijom glave. Teorija klizajućeg kranija pokazuje da je uzrok funkcijske povezanost između položaja glave i okluzije u atlantookcipitalnim zglobovima, a ne u vratnim i/ili žvačnim mišićima, što ne znači da se time ujedno zanemaruje i utjecaj mekih tkiva. Teorija klizajućeg kranija nudi razumno objašnjenje za utjecaj eksteniranog i flektiranog položaja glave na zubne dodire.

Istražujući utjecaj položaja glave na zubne dodire te jakost i raspored sila koje se pri tome javljaju pomoću T-Scan II sustava, Dulčić (73) je 2007. godine došao do rezultata da položaj tijela i glave utječe na jakost i raspodjelu relativnih sila zatvaranjem u položaj maksimalne interkuspidacije, a fleksija glave, ne samo da povećava broj zubnih dodira u prednjem području zubnog luka (sjekutići i očnjaci), nego i povećava relativne sile u tom segmentu te jakost relativnih interferencijskih sila.

## **2. SVRHA ISTRAŽIVANJA**

---

Svrha je ovog istraživanja nastaviti slijed istraživanja provedenih u sklopu magistarskog rada „Mogućnosti primjene 3D-akcelerometrije u analizi kretnji donje čeljusti“ (74). Navedeno je istraživanje pokazalo da se metodom akcelereometrije koja je u njemu definirana i vrednovana, mogu dobiti kvalitetni podatci o kinematici kretnji donje čeljusti te da je metoda primjenjiva za daljnje analize biodinamike žvačnoga sustava. U tu svrhu potrebno je vrednovati metodu i s aspekta utjecaja položaja glave na kinematska svojstva donje čeljusti.

Svrha ovog istraživanja je:

1. Prikupiti akcelerometrijska mjerenja ritmičkih kretnji otvaranja i zatvaranja donje čeljusti na zdravim ispitanicima u tri različita položaja glave: horizontalnom, ekstendiranom i flektiranom položaju glave primjenom tro-osnog akcelerometrijskog senzora.
2. Primjenom odgovarajuće matematičke metode (diskretna *wavelet* analiza; v. 3.6. *Općenito o wavelet analizi*) ustanoviti prihvatljiv način obrade akcelerometrijskih vrijednosti dobivenih mjerenjima.
3. Istražiti postoje li statistički značajne razlike u mjerenjima između tri različita položaja glave.
4. Ustanoviti u kojim akcelerometrijskim osima (X, Y i Z) su razlike uvjetovane položajem glave najizrazitije, ukoliko one postoje.

5. Utvrditi koja razina *wavelet* analize pruža dovoljno podataka o naravi akcelerometrijskih mjerenja i razlikama između pojedinih položaja i akcelerometrijskih osi.
6. Sumirati akcelerometrijska mjerenja iz sve tri osi u jednu vrijednost (varijablu) nazvanu SMV (vektor magnitude signala, engl. *signal magnitude vector*) te ustanoviti postojanje statistički značajnih razlika u mjerenjima između tri različita položaja glave.
7. Utvrditi smjernice za moguću primjenu metode u daljnjim istraživanjima žvačnoga sustava.

Pretpostavka je da će sukladno dosadašnjim istraživanjima, akcelerometrijska metoda pokazati izvrsnu osjetljivost u aspektima ovog istraživanja kroz uspješno prepoznavanje razlika u akcelerometrijskim mjerenjima između tri različita položaja glave kod zdravih ispitanika. Takav očekivani rezultat može biti opravdanje za daljnja istraživanja dinamike i kinematike žvačnoga sustava primjenom akcelerometrijske metode.



### **3. ISPITANICI I POSTUPCI**

---

### **3.1. Ispitanici**

U istraživanju je sudjelovalo 78 ispitanika, dobi 20 do 26 godina, prosječne dobi  $23.1 \pm 0.2$  godine. Ispitanici su bili iz redova studentica i studenata Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu, obaju spolova: 43 žene u dobi od 20 do 25 godina (prosječne dobi  $22,8 \pm 1,3$ ) te 35 muških u dobi od 21 do 26 godina (prosječne dobi  $23,4 \pm 1,2$ ).

Istraživanje je provedeno na Zavodu za stomatološku protetiku Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu i u laboratoriju za istraživanje slučajnih signala i procesa Zavoda za elektroniku Instituta Ruđer Bošković u Zagrebu. Istraživanje je bilo odobreno od strane Etičkog povjerenstva Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu.

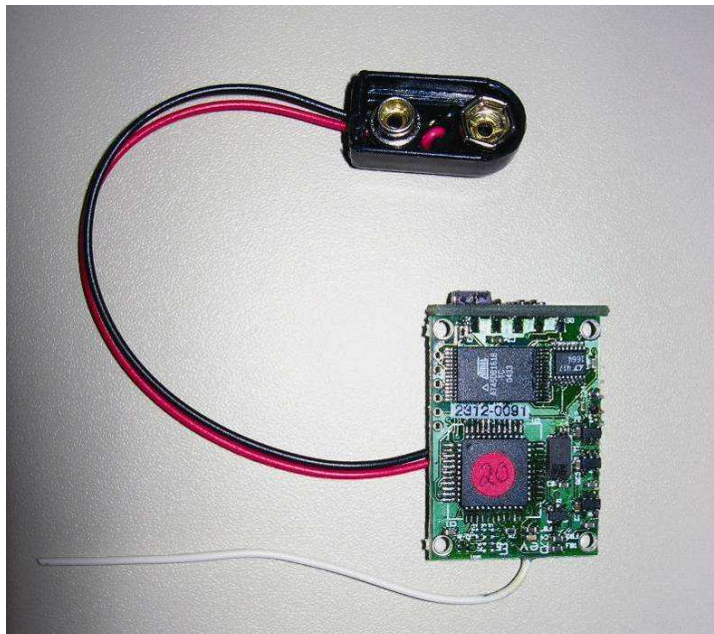
Svakom je ispitaniku objašnjena svrha, postupak i ciljevi istraživanja, jednako kao i načela pridržavanja svih pravila stomatološke profesije i etike. Ispitanici su mogli prekinuti svoje sudjelovanje u istraživanju u bilo kojem trenutku. Svi ispitanici su svjesno i bez prisile potpisali informirani pristanak čime su dali svoju suglasnost za sudjelovanje u ovom istraživanju.

S obzirom na ciljeve i svrhu ovog istraživanja, od ključne je važnosti bilo da svi ispitanici budu unutar približno iste dobne skupine i potpuno zdravi, kako s općemedicinskog, tako i sa stomatološkog stajališta. Na početku istraživanja ispitanicima je uzeta opća medicinska i stomatološka. U istraživanje nisu bili uključivani ispitanici koji su u anamnezi naveli barem jedan od simptoma temporomandibularnih poremećaja, odnosno kod kojih je kliničkim pregledom utvrđeno postojanje bilo kakvih znakova i simptoma

temporomandibularnih poremećaja. U istraživanje također nisu bili uključeni ispitanici koji su tijekom života bili podvrgnuti bilo kakvim oralnokirurškim, protetskim ili ortodontskim zahvatima, a spadali su u Angle klasu I.

### **3.2. Postupci**

Akcelerometrijska mjerenja vršena su bežičnim akcelerometrijskim senzorom G-Link™ i pripadajućeg računalnog programa Agile-Link™, oba proizvodi tvrtke MicroStrain, Inc., Willistone, SAD. Izgled akcelerometrijskog senzora prikazan je na slici 1.

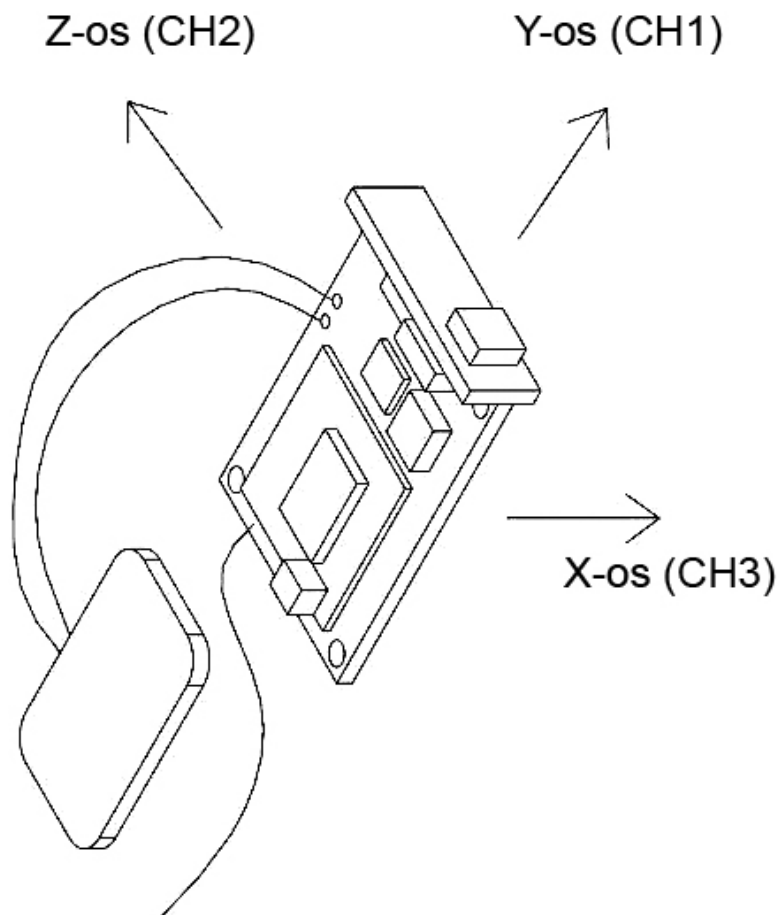


**Slika 1.** Izgled bežičnog akcelerometrijskih senzora korištenog u istraživanju.

Akcelerometrijski senzor u sebi posjeduje integrirani tro-osni akcelerometrijski mikro-elektromehanički čip sa diferencijalnim kondenzatorom. Prema specifikacijama proizvođača osjetljivost senzora

iznosi  $\pm 10$  G ( $1 \text{ G} = 9,81 \text{ m/s}^2$ ), točnost mjerenja iznosi 10 mG, a rezolucija mjerenja, odnosno najmanji dio mjerne skale približno iznosi 3 mG (75). Napajanje senzora vrši se istosmjernom strujom iz baterije napona 9V.

Senzor ima mogućnost mjerenja promjena akceleracije u sve tri prostorne osi (X, Y i Z). Mjerne osi, odnosno mjerni kanali (CH1, CH2 i CH3) senzora prikazani su na slici 2.



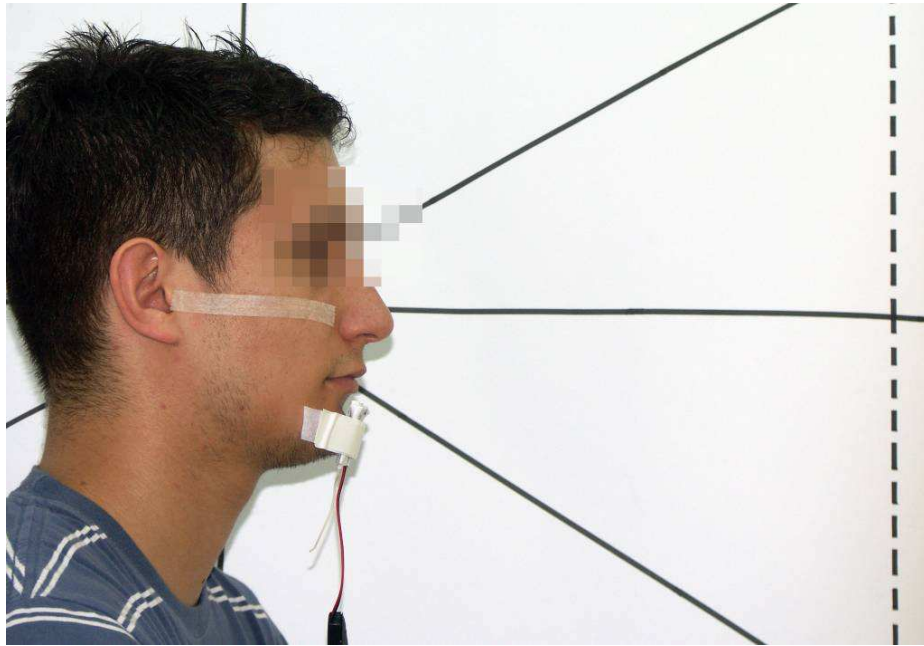
**Slika 2.** Prikaz mjernih osi akcelerometrijskog senzora. Preuzeto i modificirano iz (75).

### **3.3. Priprema ispitanika i standardizacija mjerenja**

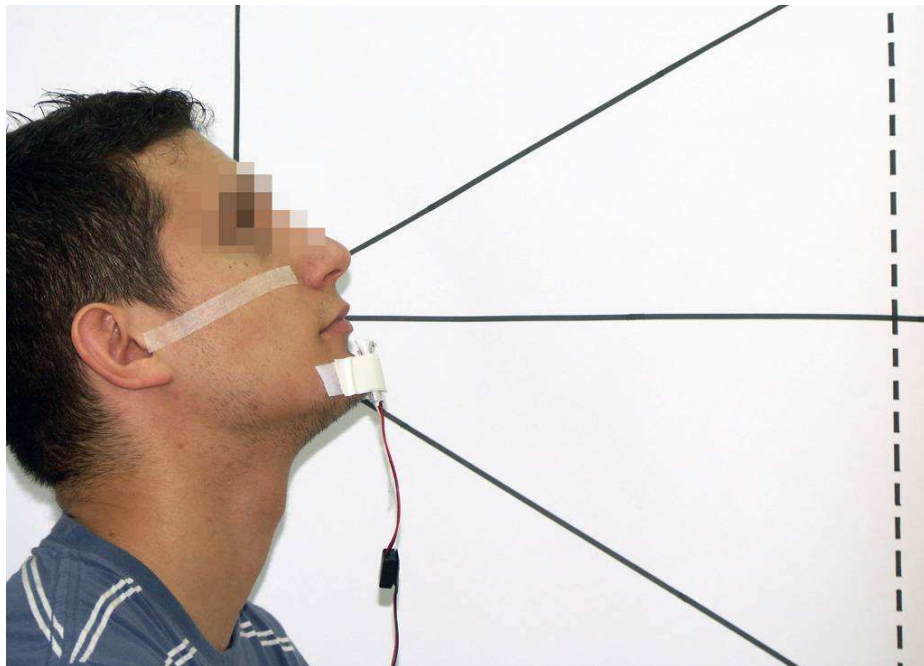
Prije postupka mjerenja, ispitanici su bili detaljno upoznati s kretnjama koje će morati izvoditi tijekom mjerenja. Akcelerometrijski je senzor bio učvršćen na kožu pomoću Velcro® samoljepljive trake (3M, St.Paul, Minnesota, SAD) koja je dokazano jednostavna i pouzdana metoda fiksacije senzora za primjenu u akcelerometrijskim istraživanjima (76). Senzor je bio fiksiran na donju čeljust i to na kefalometrijsku točku pogonion. Senzori su u nultom položaju mjerenja bili orijentirani tako da je prvi mjerni kanal (CH1) približno paralelan s kranio-kaudalnom osi (Y-os), drugi mjerni kanal (CH2) s latero-lateralnom (Z-os), a treći mjerni (CH3) kanal s antero-posteriornom osi (X-os).

Samoljepljivom medicinskom trakom širine 1 cm na desnoj strani lica označena je Camperova linija (tragus – alae nasi) koja je za horizontalni položaj mjerenja morala biti paralelna i u istoj razini s horizontalnom linijom nacrtanom na panou iza ispitanika te okomita na apsolutnu vertikalu. Ispitanici su tijekom mjerenja sjedili ispred panoa u stolici podesivoj po visini s potporom za lumbosakralni dio kralježnice. Bili su okrenuti bočno, a udaljenost između lijevog ramena ispitanika i panoa iznosila je oko 5 cm. Za ekstenzirani položaj glave, ispitanik je morao zabaciti glavu unatrag dok se oznaka Camperove linije nije dovela u odnos paralelan s kosom linijom na panou iza ispitanika koja s horizontalnom ravninom zatvara kut od 30°. Za flektirani položaj glave, oznaka Camperove linije morala je biti paralelna s kosom linijom na panou iza ispitanika koja s horizontalnom ravninom zatvara

kut od  $-30^\circ$ . Prikaz učvršćenog akcelerometrijskog senzora pripremljenog za postupak mjerenja u tri različita položaja glave prikazan je na slikama 3, 4 i 5.



**Slika 3.** Prikaz horizontalnog položaja glave za mjerenje.



**Slika 4.** Prikaz eksteniranog položaja glave za mjerenje.



**Slika 5.** Prikaz flektiranog položaja glave za mjerenje.

S ciljem zaštite elektroničkih komponenti od dodirnog statičkog elektriciteta i lakšeg rukovanja, akcelerometrijski je senzor bio uklopljen u termoplastične cjevaste navlake.

Ispitanici su za vrijeme mjerenja morali izvoditi kretnju otvaranja-zatvaranja usta unaprijed određenim tempom. Zadana je frekvencija od 1,25 Hz, odnosno 75 ciklusa otvaranja-zatvaranja u minuti jer se upravo ta frekvencija smatra najbližom frekvencijom fiziološkim aktivnostima (76). Ciklus otvaranja-zatvaranja usta odvijao se od položaja maksimalne interkupidacije do položaja maksimalnog voljnog otvaranja i natrag u položaj maksimalne interkupidacije.

S obzirom na zadanu frekvenciju, predviđeno trajanje jednog ciklusa otvaranja-zatvaranja (vrijeme između dva postizanja položaja maksimalne

interkuspிடაციје) iznosilo je 800 ms. Ispitanicima je frekvencija kretnje, odnosno ritam, zadavan uz pomoć zvučnog signala dobivenog računalnim programom nazvanim „TIMER“ (Institut Ruđer Bošković, Zagreb, Hrvatska).

U dijaloškom okviru programa moglo se proizvoljno zadati vremenski odsječak u kojem će se pojavljivati zvučni signal (u ms) i ukupno trajanje jedne zvučne reprodukcije (u ms) i/ili ukupan broj zvučnih signala u jednoj reprodukciji. Dijaloški okvir računalnog programa „TIMER“ prikazan je na slici 6.



**Slika 6.** Dijaloški okvir računalnog programa „TIMER“. Zadana je učestalost pojavljivanja zvučnog signala svakih 800 ms (odgovara frekvenciji od 1,25 Hz), ukupno trajanje reprodukcije od 20000 ms (odgovara reproduciranju 25 zvučnih signala svakih 800 ms).

Ispitanik je neposredno prije početka snimanja uvježbao izvođenje ciklusa otvaranja-zatvaranja usta u ritmu koji mu je bio zadan i to na način da

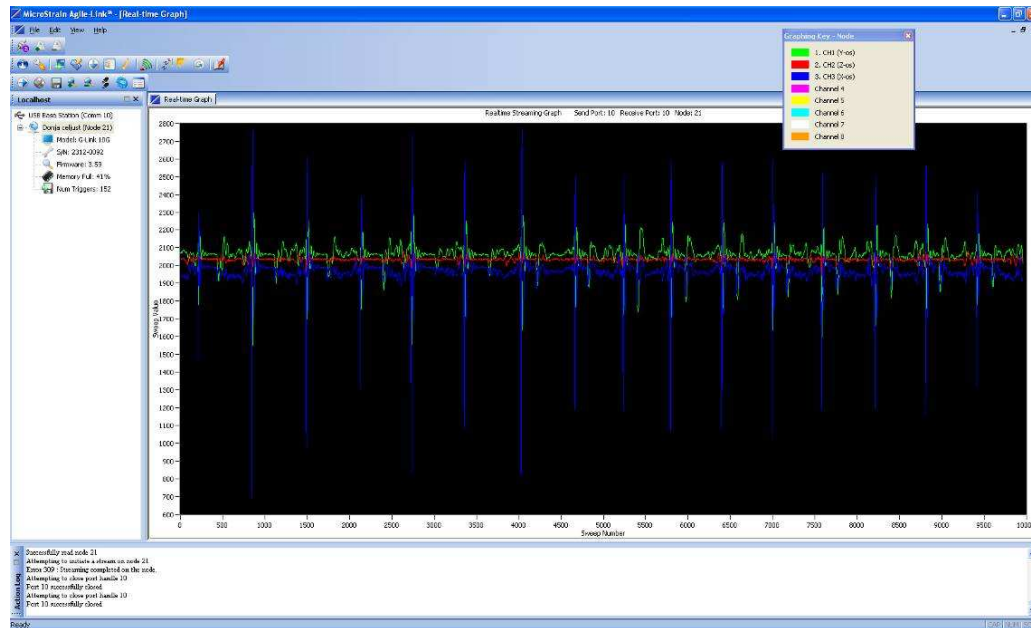


se zvuk koji nastaje pri maksimalnoj interkuspidaciji na kraju faze zatvaranja morao podudarati sa zvukom koji se dobivao uz pomoć računalnog programa „TIMER“. Tek kad je ispitanik svladao izvođenje kretnje otvaranja-zatvaranja usta u zadanom ritmu, pristupilo se mjerenju. Prvo se vršilo mjerenje u horizontalnom položaju glave, dakle u položaju kad je Camperova linija paralelna s horizontalnom ravninom, odnosno okomita na apsolutnu vertikalnu ravninu. Nakon toga, vršena su mjerenja u eksteniranom i flektiranom položaju glave.

Na početku mjerenja prvo se pustio zvučni signal, a nakon nekoliko ciklusa otvaranja-zatvaranja, započeto je mjerenje promjena ubrzanja donje čeljusti pomoću akcelerometrijskih senzora i pripadajućeg računalnog programa Agile-Link™.

### **3.4. Računalni program Agile-Link™ i postupak mjerenja**

Računalni program Agile-Link™ dio je hardversko – softverskog paketa tvrtke MicroStrain Inc iz Willistonea, Sjedinjene Američke Države. Paket sadrži bežični G-Link™ akcelerometrijski senzor osjetljivosti  $\pm 10$  G, baznu stanicu i pripadajući računalni program. Bazna stanica omogućuje bežičnu komunikaciju i prijenos podataka sa senzora u računalni program za obradu, a spaja se na USB sučelje osobnog računala. U ovom je istraživanju korištena verzija 1.3.9. programa Agile-Link™. Sva podešavanja senzora i prilagodba za mjerenje izvodi se isključivo pomoću navedenog programa. Izgled glavnog prozora programa Agile-Link™ prikazan je na slici 7.

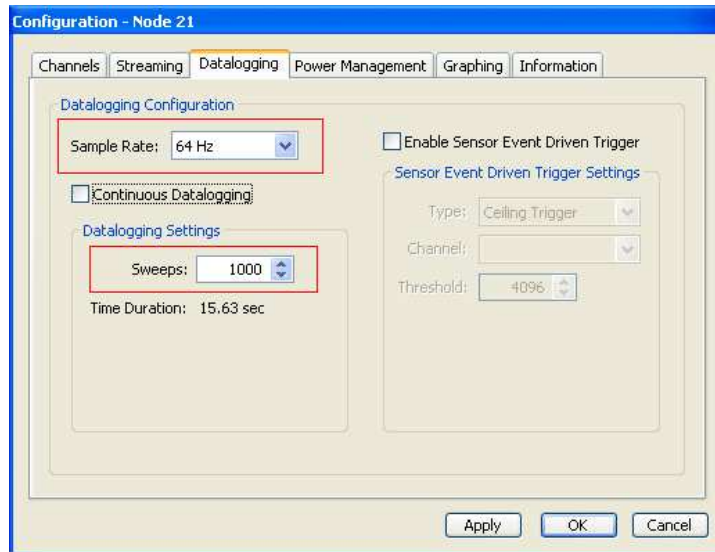


Slika 7. Izgled glavnog prozora računalnoga programa Agile-Link™.

U lijevom su stupcu prikazane informacije o baznoj stanici koja je spojena na USB sučelje osobnog računala (*Comm 10*) i o akcelerometrijskom senzoru koji bežično komunicira s tom baznom stanicom [(Donja celjust (Node 21)]. U glavnom dijelu prozora prikazan je graf rezultata mjerenja u realnom vremenu dobivenih sa senzora postavljenog na donju čeljust.

Prije početka mjerenja, bilo je potrebno za svaki senzor podesiti parametre mjerenja. Iz kontekstualnog izbornika svakog senzora odabirom opcije „*Configure*“ dobije se dijaloški okvir „*Configuration*“ koji sadrži nekoliko izborničkih kartica. U kartici „*Datalogging*“ vrši se podešavanje parametara mjerenja. Za ovo je istraživanje odabrana frekvencija uzorkovanja (enlg. *sample rate*) od 64 Hz i količina od 1000 mjernih točaka (engl. *sweeps*). Iz navedenih vrijednosti proizlazi da trajanje jednog mjerenja iznosi 15,63

sekundi. Dijaloški okvir „Configure“ s postavkama mjerenja prikazan je na slici 8.



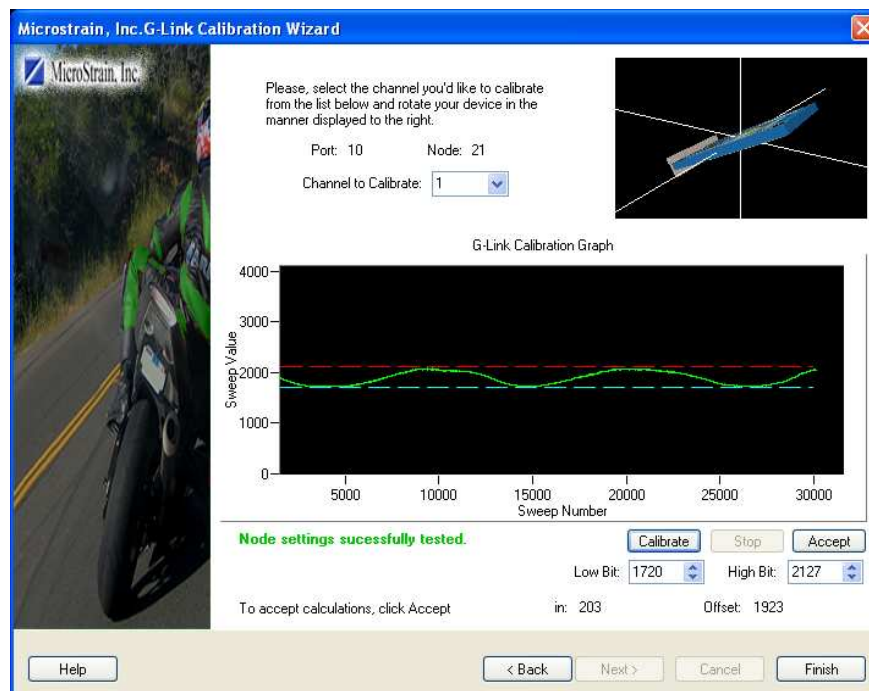
**Slika 8.** Prikaz dijaloškog okvira „Configuration“ s odabirom postavki mjerenja.

### **3.4.1. Kalibracija akcelerometrijskog senzora**

Akcelerometrijska mjerenja sa senzora pohranjuju se pomoću programa Agile-Link™ na osobno računalo u obliku Microsoft Office Excel datoteka (XLS). Unutar svake datoteke navedene su informacije o mjerenju (oznaka senzora, frekvencija uzorkovanja, broj mjerenja, jedinstvena oznaka mjerenja itd.). Mjerni su podatci, uz vrijeme mjerenja u ms, navedeni u stupcima za svaki mjerni kanal, odnosno os zasebno. Radi protočnosti podataka kroz mjerni sustav, izmjerene vrijednosti prikazane se u tzv. akcelerometrijskim bitovima koji nemaju nikakvu mjernu jedinicu. Da bi se izvršilo prevođenje akcelerometrijskih bitova u vrijednosti akceleracija iskazanih u  $m/s^2$ , potrebno je izvršiti kalibraciju senzora.

Kalibracija se vrši točno određenim postupkom kojeg je propisao proizvođač (75) i to pomoću podprograma *G-Link Calibration Wizard*. Svaki je senzor potrebno polako rotirati kroz polje ubrzanja Zemljine gravitacije ( $1\text{ G} = 9,81\text{ m/s}^2$ ) i tako za svaku mjerni kanal zasebno. Time se u svakoj osi (mjernom kanalu) izmjere vrijednosti koje odgovaraju stanju kad na nju djeluje polje ubrzanja Zemljine gravitacije u pozitivnom (+1 G) i negativom smjeru (-1 G). U postupku kalibracije potrebno je zabilježiti minimalne i maksimalne vrijednosti očitavanja sa senzora za svaku os.

Prikaz postupka kalibracije akcelerometrijskog senzora za mjerni kanal 1 (Y-os) pomoću podprograma *G-Link Calibration Wizard* prikazan je na slici 9.



**Slika 9.** Prikaz postupka kalibracije akcelerometrijskog senzora pomoću podprograma *G-Link Calibration Wizard*

Količina akcelerometrijskih bitova koja odgovara vrijednosti 1 G naziva se akcelerometrijski *gain* i računa se na način da se razlika između maksimalne i minimalne izmjerene vrijednosti podijeli s dva. Akcelerometrijski *offset*, odnosno relativna nulta točka mjerenja računa se na način da se zbroj maksimalne i minimalne vrijednosti podijeli s dva. Poznavajući ove dvije vrijednosti, moguće je izračunati izmjerenu akceleraciju iskazanu u fizikalnim veličinama. Formula za izračunavanje akceleracije u  $m/s^2$  glasi:

$$akceleracija = \frac{AkcelerometrijskiBitovi - AkcelerometrijskiOffset}{AkcelerometrijskiGain} * 9,81m/s^2$$

Vrijednosti akcelerometrijskog *gain*-a i akcelerometrijskog *offset*-a navedene su u tablici 1.

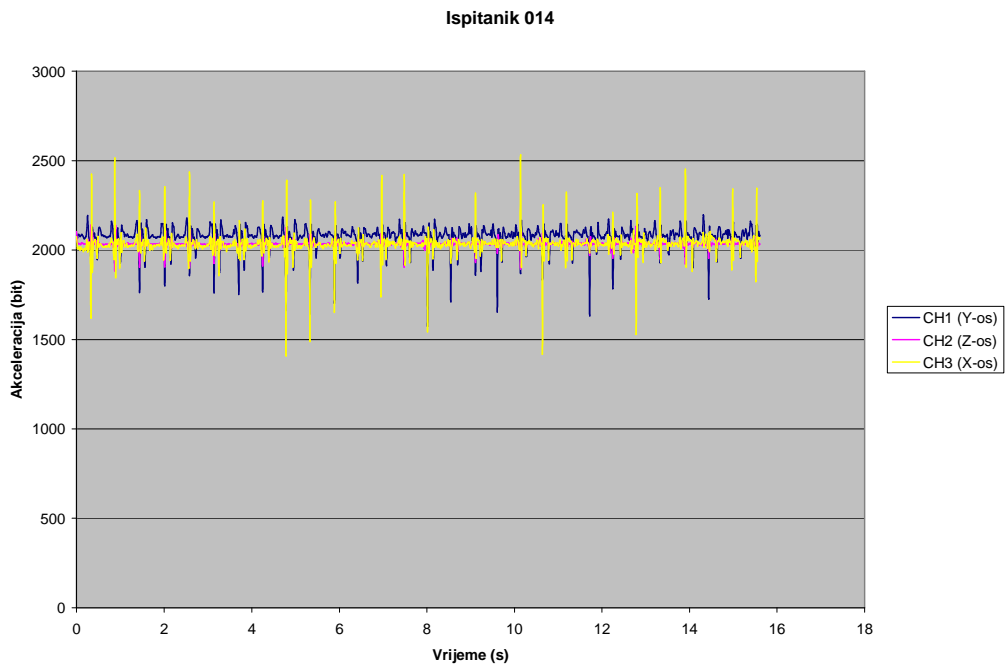
**Tablica 1.** Vrijednosti akcelerometrijskog *gain*-a i akcelerometrijskog *offset*-a

KANAL	GAIN	OFFSET
CH1 (Y-os)	203	1923
CH2 (Z-os)	240	2012
CH3 (x-os)	209	2031

Podatci dobiveni uspješnim mjerenjem za svakog ispitanika pohranjivani su na osobnom računalu u zasebnu Microsoft Office Excel datoteku (XLS).

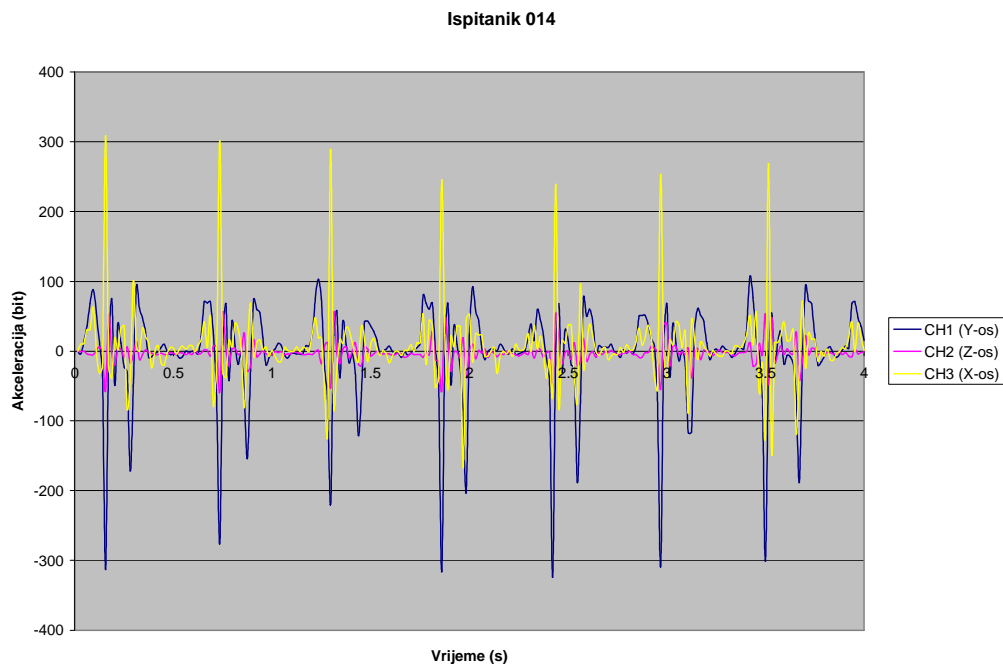
### 3.5. Obrada akcelerometrijskih mjerenja i priprema podataka za wavelet analizu

Grafički prikaz sirovih akcelerometrijskih podataka za sva tri mjerna kanala prikazan je na slici 10. Vizualnom analizom grafičkog prikaza odabrano je pet uzastopnih najpravilnijih i međusobno što sličnijih ciklusa otvaranja-zatvaranja usta. Budući da je trajanje jednog ciklusa određeno ritmom otvaranja-zatvaranja usta, ukupno trajanje 5 ciklusa iznosi 4 sekunde. Ukoliko se uzme u obzir i frekvencija uzorkovanja od 64 Hz dolazimo do brojke od 256 vrijednosti akceleracija. Tih pet ciklusa bit će podvrgnuti daljnjoj obradi i analizi s ulaznim parametrima od 256 vrijednosti u vremenu od 4 sekunde.



**Slika 10.** Grafički prikaz sirovih akcelerometrijskih podataka.

Nakon odabira pet uzastopnih, što pravilnijih i što sličnijih ciklusa, bilo je potrebno akcelerometrijske podatke normirati na način da početak prvog od pet odabranih ciklusa ima nulte vrijednosti promjena akceleracije. Taj je postupak proveden na način da su se od odabranih vrijednosti oduzele vrijednosti akcelerometrijskog offseta (iz tablice 1) za svaku mjernu os. Izgled pet odabranih ciklusa otvaranja-zatvaranja nakon postupka normiranja prikazan je na slici 11.



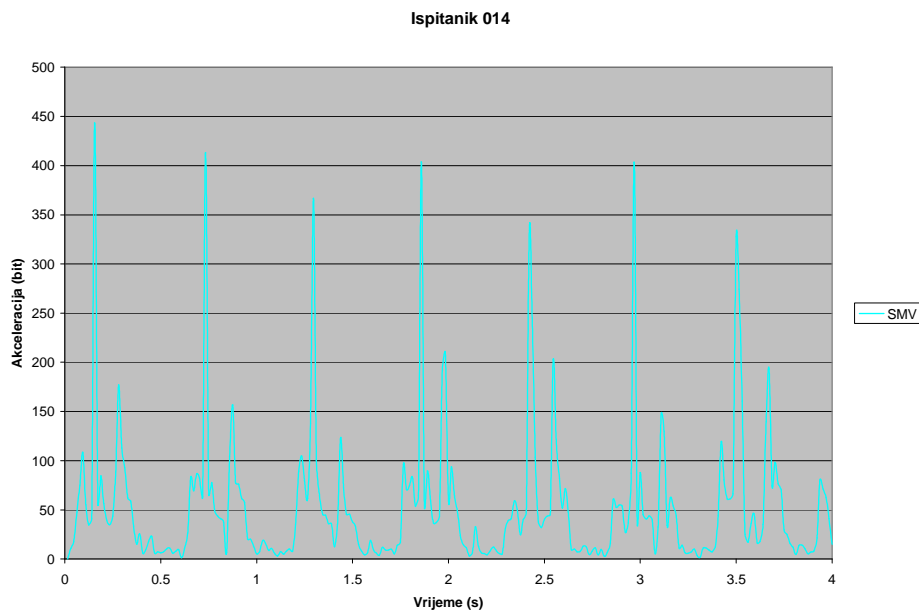
**Slika 11.** Grafički prikaz sirovih akcelerometrijskih podataka za pet odabranih ciklusa otvaranja-zatvaranja nakon normiranja.

Nakon ovog postupka, proveden je izračun nove varijable oznake SMV (*engl. Signal Magnitude Vector*). Varijabla SMV predstavlja vector magnitude akcelerometrijskog signala, a računa se kao drugi korijen iz zbroja

kvadrata akceleracija u svakoj pojedinoj osi za sve vremenske točke mjerenja. Formula za izračun varijable SMV glasi:

$$SMV = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2}$$

gdje je  $a_x^2$  kvadrat vrijednosti akceleracije u X-osi,  $a_y^2$  kvadrat vrijednosti akceleracije u Y-osi i  $a_z^2$  kvadrat vrijednosti akceleracije u Z-osi. Prednost je ove varijable ta što sadrži samo pozitivne vrijednosti, dakle ne vodi računa o smjeru promjene akceleracije, a ujedno sumira vrijednosti akceleracija iz sve tri osi u jedan jedinstveni vektor magnitude, odnosno jakosti signala. Pomoću SMV varijable želi se ispitati njezina uporabna vrijednost kao varijable koja može pojednostaviti postupak izračuna, a bez gubitka razlika između različitih uvjeta i načina mjerenja. Grafički prikaz vrijednosti SMV varijable za pet odabranih ciklusa prikazan je na slici 12.



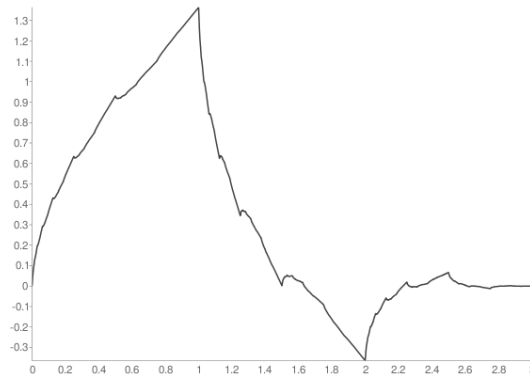
**Slika 12.** Grafički prikaz SMV varijable (vektora magnitude signala) za pet odabranih ciklusa otvaranja-zatvaranja.



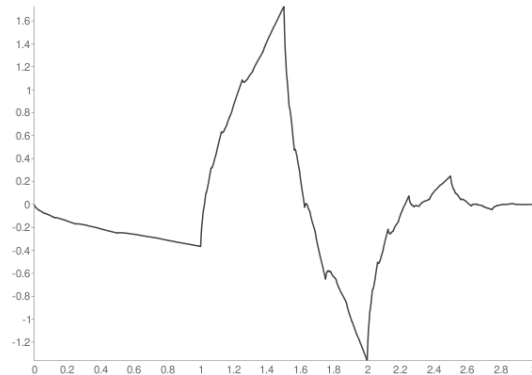
Ovako dobivene vrijednosti prenesene su u tekstualne datoteke i to za svaku mjernu os i SMV varijablu zasebno te za sva tri položaja glave. Nakon ovog postupka, pristupilo se *wavelet* analizi obrađenih podataka.

### 3.6. Općenito o *wavelet* analizi

Za *wavelet* analizu akcelerometrijskih podataka dobivenih prethodno opisanim postupcima korišten je *wavelet* Daubechies 2. Taj *wavelet* ima svojstva asimetričnosti, ortogonalnosti i biortogonalnosti (78). Diskretna *wavelet* naliza sastoji se od transformiranja signala s dvije jednostavne funkcije: skalirne funkcije ( $\varphi$ ) i *wavelet* funkcije ( $\Psi$ ) koje su prikazane na slikama 13 i 14.

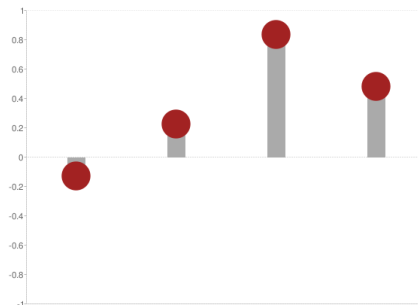


**Slika 13.** Grafički prikaz skalirne funkcije ( $\varphi$ ) Daubechies 2 *waveleta* (preuzeto iz 78).

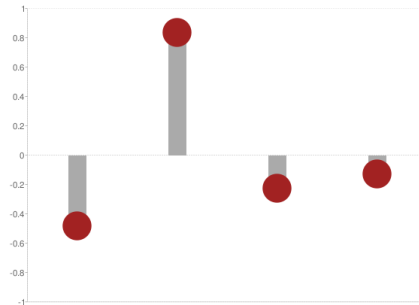


**Slika 14.** Grafički prikaz *wavelet* funkcije ( $\Psi$ ) Daubechies 2 *waveleta* (preuzeto iz 78).

Skalirnom funkcijom (ili skalirnim filtrom) izlučuju se niskofrekventni dijelovi signala pa se može reći da ona transformira signal tako da opisuje trendove u podacima (osnovne funkcijske oblike), dok *wavelet* funkcija izlučuje visoko frekventne dijelove signala tj. opisuje detalje. Odnosno, u *wavelet* analizi, skalirna funkcija predstavlja tzv. *low-pass* filtar, a *wavelet* funkcija tzv. *high-pass* filtar. Izgled osnovnog (početnog) *low-pass* i *high-pass* filtara u Daubechies 2 *waveletu* prikazani su na slikama 15. i 16.



**Slika 15.** Grafički prikaz *low-pass* filtara u Daubechies 2 *waveletu* (preuzeto iz 78).



**Slika 16.** Grafički prikaz *high-pass* filtra u Daubechies 2 *waveletu* (preuzeto iz 78).

Pri analizi nekoga signala, odnosno složene funkcije, skalirna i *wavelet* funkcija uvijek idu u paru. Ulazni se signal analizira odabranim *waveletom*, odnosno njegovom sklairnom i *wavelet* funkcijom. U slučaju Daubechies 2 *waveleta*, složena ulazna funkcija analizira se u prvom koraku (nivou) pomoću pripadajućeg skalirnog i *wavelet* filtra. Budući da početna širina Daubechies 2 *waveleta* iznosi četiri točke a obrada (konvolucija) se izvodi pomacima po dvije točke na vremenskoj osi, prvim se korakom analize iz složene ulazne funkcije (signala) prepolavlja broj točaka  $N$  koje je definiraju i na taj način se dobivaju dva niza novih podataka dužine  $N/2$ . Jedan niz su *wavelet* koeficijenti prvog reda, a drugi niz su skalirni koeficijenti prvog reda. Potpuna rekonstrukcija ulazne funkcije moguća je sintezom jednog i drugog dijela prvog nivoa analize.

Ako se ide dublje u analizu onda se analizira dalje samo skalirni dio rezultatne funkcije iz prvog nivoa pomoću iste skalirne i *wavelet* funkcije. Tako se dobivaju *wavelet* koeficijenti drugog nivoa i skalirni koeficijenti drugog nivoa. Analiza se tako nastavlja sve dok ima podataka. U literaturi se taj postupak naziva piramidalni algoritam (engl. *Pyramid Algorithm*) (79-81).

Budući da su ulazni podatci funkcije za *wavelet* analizu sadržavali 256 točaka, *wavelet* analizom pomoću Daubechies 2 *waveleta* dobiveno je 7 nivoa *wavelet* analize od kojih je prvi sadržavao 128, drugi 64, treći 32, četvrti 16, peti 8, šesti 4 i sedmi nivo 2 *wavelet* koeficijenta uz ostatak dva skalirna koeficijenta.

Bitna je značajka ovakve analize da istovremeno analizira i vremensku i frekvencijsku domenu ulazne funkcije čime ne dolazi do gubitka izvornih značajki ulazne funkcije koje u daljnjoj analizi mogu biti ključne za razlikovanje utjecaja različitih čimbenika kao što je na primjer položaj glave.

### **3.7. Wavelet analiza akcelerometrijskih podataka**

*Wavelet* analiza akcelerometrijskih podataka rađena je u računalnom programu Wolfram Mathematica7 (Wolfram Research Inc., Champaign, Illinois, SAD). U njemu je kreirana radna *Wolfram Mathematica7 notebook* datoteka naziva *IPelivan\_wavelet.nb* u koju su učitavane akcelerometrijske vrijednosti pohranjene u tekstualnim datotekama. Radna datoteka sadržavala je redom sljedeće programske naredbe:

```
Needs["Wavelets`Wavelets`"]
```

Naredba koja učitava podprogram za *wavelet* analizu (*Wavelet Explorer* 1.3.0. (Wolfram Research Inc., Champaign, Illinois, SAD).

```
SetDirectory["C:\\Program Files\\Wolfram Research\\Mathematica\\7.0\\MyFiles"]
```

Naredba koja postavlja putanju do radne mape u kojoj se nalaze tekstualne datoteke s akcelerometrijskim podacima.

```
aastom=ReadList["44-H-X.txt",Number,256]
```

Naredba koja definira novu varijablu naziva „aastom“ u koju učitava 256 numeričkih podataka (brojeva) iz tekstualne datoteke naziva 44-H-X.txt.

```
aastom=ReadList["44-H-X.txt",Number,256]
```

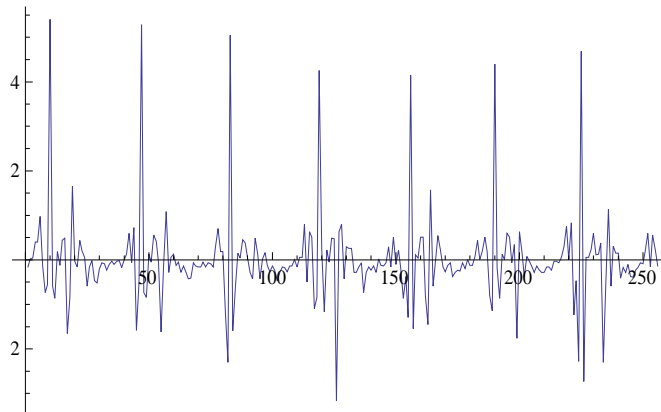
Naredba koja definira novu varijablu naziva „aastom“ u koju učitava 256 numeričkih podataka (brojeva) iz tekstualne datoteke naziva 44-H-X.txt.

```
srv=Sum[aastom[[i]],{i,1,256}]/256  
norma=Sqrt[Sum[(aastom[[i]]-srv)^2,{i,1,256}]/256]  
aa=(aastom-srv)/norma;
```

Naredbe koja normiraju ulazne podatke na način da računaju njihovu srednju vrijednost („srv“), standardnu devijaciju („norma“), a zatim od svake ulazne vrijednosti oduzmu srednju vrijednost i podijele sa standardnom devijacijom i tako dobivene vrijednosti učitaju u novu varijablu „aa“.

```
ListPlot[aa,PlotRange->All,PlotJoined->True]
```

Naredba koja iscrtava graf ulazne funkcije koja je definirana vrijednostima sadržanima u varijabli „aa“. Grafički prikaz ulazne funkcije nalazi se na slici 17.



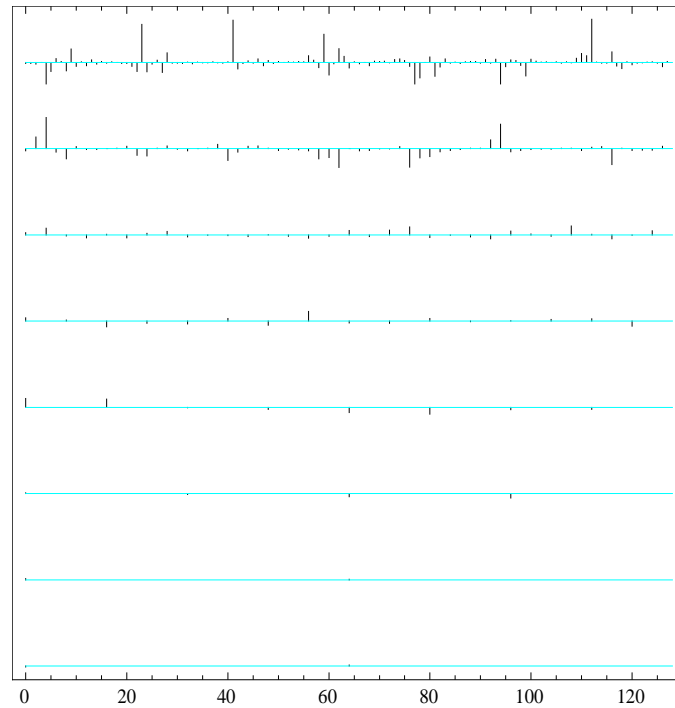
**Slika 17.** Grafički prikaz ulazne funkcije akcelerometrijskih vrijednosti nakon normiranja.

```
h = DaubechiesFiltar[2]  
wtdata=WaveletTransform[aa, h]/N
```

Naredbe koje izvode *wavelet* analizu pomoću Daubechies *wavelet* filtara 2, a dobivene podatke (*wavelet* koeficijente) spremaju u novu varijablu „wtdata“.

```
PlotCoefficients[wtdata, PlotRange -> All,  
Frame -> True, AspectRatio -> 1]
```

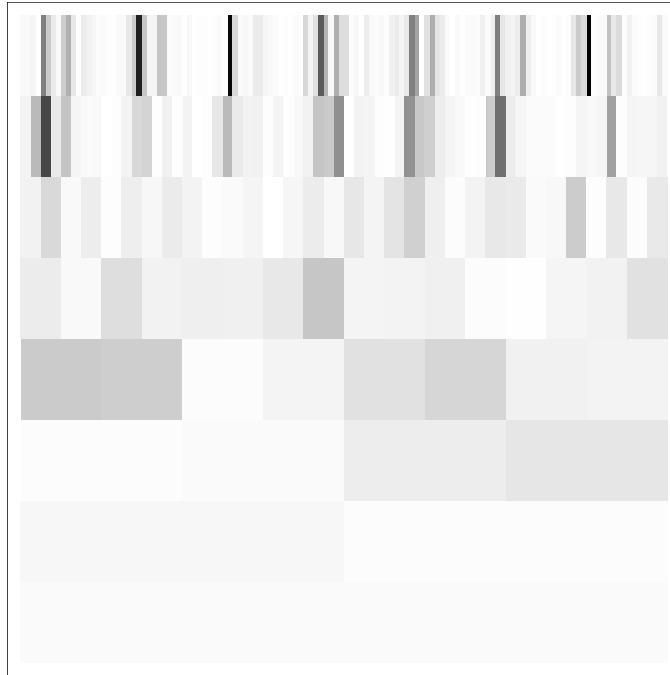
Naredba koja iscrtava graf *wavelet* koeficijenata za svih sedam nivoa analize, kao i dva skalirna koeficijenta koja predstavljaju ostatak nakon *wavelet* analize. Grafički prikaz rezultata ove programske naredbe prikazan je na slici 18.



**Slika 18.** Grafički prikaz *wavelet* koeficijenata za svih sedam nivoa analize i ostatak od dva skalirna koeficijenta.

```
PhaseSpacePlot[wtdata, LogarithmicScale -> True,  
AspectRatio -> 1, Frame -> True, FrameTicks -> None]
```

Naredba koja iscrtava grafički prikaz *wavelet* koeficijenata za svih sedam nivoa analize, kao i dva skalirna koeficijenta koja predstavljaju ostatak nakon *wavelet* analize. Grafički prikaz rezultata ove programske naredbe prikazan je na slici 19.



**Slika 19.** Stupićasti grafički prikaz *wavelet* koeficijenata za svih sedam nivoa analize i dva preostala skalirna koeficijenta.

Za svaku mjernu os zasebno (X, Y i Z os) te za SMV varijablu (vektor magnitude signala) u sva tri mjerna položaja rađena je zasebna *wavelet* analiza po svakom ispitaniku. Nakon završene *wavelet* analize, *wavelet* koeficijenti sadržani u programskoj varijabli „wtdata“ prebačeni su u Microsoft Excell datoteku (XLS) gdje je izračunat zbroj kvadrata *wavelet* koeficijenata za svaki nivo analize. Na primjer, prvi nivo analize sadrži 128 koeficijenata (polovica ulazne količine podataka kojima je definirana početna funkcija) koji su kvadrirani i međusobno zbrojeni. Suma kvadrata svakog od sedam nivoa analize, za sva tri mjerne osi (X, Y i Z os) kao i SMV varijable, za svaki mjerni položaj glave (horzionalni, ekstendirani i flektirani) postali su varijable koje su uzete u daljnju statističku obradu i interpretaciju dobivenih rezultata. Na



primjeru jednog ispitanika to bi značilo četiri osnovne varijable (X, Y, Z i SMV) za svaki mjerni položaj, dakle, ukupno 12 vrijednosti po svakom nivou *wavelet* analize. To u konačnici daje ukupno 84 vrijednosti po svakom ispitaniku, koje su ušle u statističku obradu. Osim toga, u obradu su uključene i varijable dobi i spola svakog ispitanika.

### **3.8. Statistički postupci**

Statistička analiza napravljena je pomoću statističkog softvera IBM SPSS Statistics 18 (SPSS Inc., Chicago, Illinois, SAD) s razinom značajnosti  $p < 0.05$ . U statističkoj analizi rabljeni su Kolmogorov – Smirnovljev test za testiranje normalnosti distribucije podataka o akceleracijskim vrijednostima i Mauchlyjev test za procjenu sferičnosti. Kod narušene sferičnosti rabljeni su Greenhouse – Geisserove korekcije stupnjeva slobode. Mješoviti model višefaktorske analize varijance s interakcijama (tri i četiri faktora) s Bonferronijevom korekcijom je korišten za procjenu utjecaja položaja glave, nivoa analize, osi mjerenja i spola na varijabilitet akceleracijskih podataka, a višefaktorska analiza kovarijance rabljena je za procjenu utjecaja dobi kao kovarijata na razlike u distribuciji akceleracijskih očitavanja s obzirom na položaj glave, nivo analize i spola. Parcijalni eta kvadrati korišteni su za procjenu veličine efekta pojedine varijable na akceleraciju.

## **4. REZULTATI**

---

#### 4.1. Statistička raščlamba akcelerometrijskih vrijednosti u mjernim osima X, Y i Z

**Tablica 2.** Dekriptivna statistika i raščlamba razlika za vrijednosti u osima X, Y i Z u trima položajima glave (horizontalni, ekstenirani i flektirani) za prva tri nivoa *wavelet* analize.

NIVO	POLOŽAJ	OS	Prosjek*	Std. greška	95% interval pouzdanosti	
					donja granica	gornja granica
1	horizontalni	x	143.797	2.101	139.613	147.981
		y	81.512	1.606	78.314	84.710
		z	145.927	1.980	141.983	149.870
	ekstenirani	x	134.110	1.414	131.295	136.925
		y	55.833	0.751	54.339	57.328
		z	167.681	1.518	164.659	170.703
	flektirani	x	159.497	1.425	156.660	162.334
		y	76.189	0.624	74.947	77.431
		z	158.650	2.299	154.073	163.227
2	horizontalni	x	83.901	1.063	81.784	86.018
		y	82.208	3.412	75.413	89.002
		z	80.296	0.926	78.452	82.140
	ekstenirani	x	73.921	0.661	72.605	75.238
		y	89.665	0.954	87.766	91.564
		z	45.864	0.202	45.461	46.267
	flektirani	x	76.780	1.212	74.366	79.194
		y	100.687	2.346	96.016	105.358
		z	58.101	1.182	55.747	60.455
3	horizontalni	x	7.556	0.113	7.330	7.781
		y	54.093	0.970	52.160	56.025
		z	21.107	0.833	19.449	22.766
	ekstenirani	x	24.443	0.226	23.992	24.894
		y	69.763	0.678	68.413	71.114
		z	28.317	0.287	27.746	28.888
	flektirani	x	15.625	0.549	14.531	16.719
		y	53.932	0.937	52.066	55.797
		z	25.090	0.592	23.912	26.268

**Tablica 3.** Dekriptivna statistika i raščlamba razlika za vrijednosti u osima X, Y i Z u trima položajima glave (horizontalni, ekstenirani i flektirani) za četvrti, peti, šesti i sedmi nivo *wavelet* analize.

NIVO	POLOŽAJ	OS	Prosjek	Std. greška	95% interval pouzdanosti	
					donja granica	gornja granica
4	horizontalni	x	9.695	0.342	9.014	10.376
		y	17.774	0.649	16.482	19.067
		z	4.660	0.087	4.486	4.834
	ekstenirani	x	4.620	0.205	4.212	5.027
		y	29.116	0.950	27.223	31.008
		z	10.954	0.103	10.748	11.159
	flektirani	x	3.756	0.157	3.443	4.070
		y	18.827	0.773	17.287	20.367
		z	8.843	0.630	7.588	10.098
5	horizontalni	x	6.649	0.241	6.169	7.129
		y	3.696	0.275	3.148	4.244
		z	2.309	0.106	2.097	2.521
	ekstenirani	x	8.998	0.719	7.567	10.429
		y	8.601	0.454	7.698	9.505
		z	2.515	0.085	2.347	2.683
	flektirani	x	1.608	0.056	1.497	1.718
		y	2.950	0.110	2.731	3.169
		z	2.493	0.154	2.186	2.800
6	horizontalni	x	1.695	0.119	1.457	1.933
		y	1.212	0.032	1.149	1.275
		z	0.218	0.009	0.200	0.237
	ekstenirani	x	4.304	0.203	3.899	4.709
		y	0.425	0.027	0.371	0.479
		z	1.022	0.062	0.898	1.146
	flektirani	x	0.166	0.006	0.153	0.178
		y	0.524	0.027	0.470	0.577
		z	1.201	0.079	1.044	1.359
7	horizontalni	x	0.077	0.004	0.069	0.086
		y	0.239	0.010	0.218	0.259
		z	0.086	0.001	0.085	0.087
	ekstenirani	x	0.451	0.027	0.397	0.504
		y	0.458	0.021	0.415	0.500
		z	0.143	0.008	0.126	0.159
	flektirani	x	0.105	0.006	0.092	0.117
		y	0.212	0.015	0.181	0.242
		z	0.202	0.016	0.170	0.234

Tablica 4. Rezultati ANOVA-e

Izvor	Tip III sume kvadrata	Stupnjevi slobode	Prosječni kvadrat	F	Sig.	Eta kvadrat
<b>NIVO</b>	<b>9468481.379</b>	<b>2.437*</b>	<b>3885118.794</b>	<b>20473.688</b>	<b>&lt;0.001</b>	<b>0.996</b>
NIVO * SPOL	143.061	2.437*	58.701	0.309	0.777	0.004
Pogreška(NIVO)	35147.776	185.221*	189.762			
<b>POLOŽAJ</b>	<b>594.262</b>	<b>1.627*</b>	<b>365.169</b>	<b>3.955</b>	<b>0.029</b>	<b>0.049</b>
POLOŽAJ * SPOL	90.163	1.627*	55.404	0.600	0.517	0.008
Pogreška(POLOŽAJ)	11418.638	123.680*	92.324			
<b>OS</b>	<b>595.426</b>	<b>2</b>	<b>297.713</b>	<b>4.762</b>	<b>0.010</b>	<b>0.059</b>
OS * SPOL	278.605	2	139.303	2.228	0.111	0.028
Pogreška(OS)	9502.096	152	62.514			
<b>NIVO * POLOŽAJ</b>	<b>62796.437</b>	<b>3.945*</b>	<b>15919.388</b>	<b>72.456</b>	<b>&lt;0.001</b>	<b>0.488</b>
NIVO * POLOŽAJ * SPOL	587.364	3.945*	148.901	0.678	0.606	0.009
Pogreška (NIVO*POLOŽAJ)	65868.031	299.794*	219.711			
<b>NIVO * OS</b>	<b>1394861.077</b>	<b>4.197*</b>	<b>332362.465</b>	<b>1855.641</b>	<b>&lt;0.001</b>	<b>0.961</b>
NIVO * OS * SPOL	678.073	4.197*	161.569	0.902	0.467	0.012
Pogreška(NIVO*OS)	57128.207	318.957*	179.109			
<b>POLOŽAJ * OS</b>	<b>880.384</b>	<b>4</b>	<b>220.096</b>	<b>3.671</b>	<b>0.006</b>	<b>0.046</b>
POLOŽAJ * OS * SPOL	504.219	4	126.055	2.103	0.080	0.027
Pogreška (POLOŽAJ*OS)	18226.071	304	59.954			
<b>NIVO * POLOŽAJ * OS</b>	<b>110810.292</b>	<b>6.167*</b>	<b>17967.360</b>	<b>72.381</b>	<b>&lt;0.001</b>	<b>0.488</b>
<b>NIVO * POLOŽAJ * OS * SPOL</b>	<b>3601.197</b>	<b>6.167*</b>	<b>583.917</b>	<b>2.352</b>	<b>0.029</b>	<b>0.030</b>
Pogreška (NIVO*POLOŽAJ*OS)	116350.354	468.716*	248.232			

\*Greenhouse-Geisserova korekcija stupnjeva slobode zbog narušene sferičnosti potvrđene Mauchlyjevim testom.

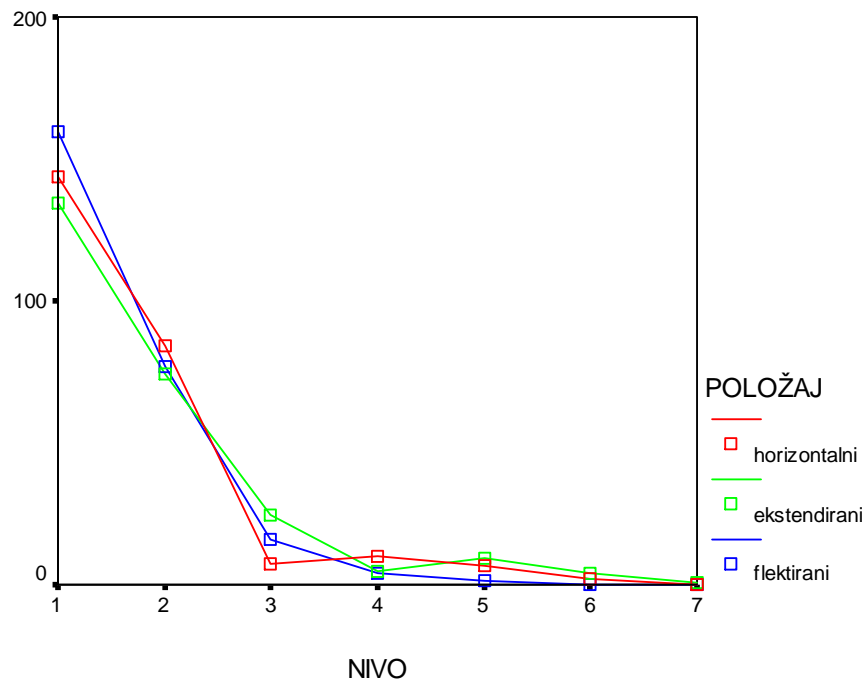
ANOVA je ukazala da na varijablitet u akcelerometrijskim vrijednostima statistički značajno utječe nivo *wavelet* analize ( $p < 0.001$ ), mjerni položaj glave ( $p = 0.029$ ), akcelerometrijske mjerne osi ( $p = 0.010$ ) te njihova međusobna kombinacija ( $p < 0.001$ ), dok utjecaj spola postaje očit tek kada se sve četiri komponente stave u interakciju ( $p = 0.029$ ).

Veći udio varijance u objašnjenju promjena u akceleraciji donje čeljusti objašnjava nivo *wavelet* analize nego li akcelerometrijska mjerna os i mjerni

položaj glave. Najmanje udio varijance objašnjava kombinacija nivoa *wavelet* analize, mjernog položaja glave, akcelerometrijskih osi i spola ispitanika (3%).

Podjednaki udio varijance objašnjavaju kombinacija nivoa *wavelet* analize i mjernog položaja glave, kao i nivoa *wavelet* analize, mjernog položaja glave i akcelerometrijskih mjernih osi (48.8%). Rezultati ANOVA-e prikazani su u tablici 4.

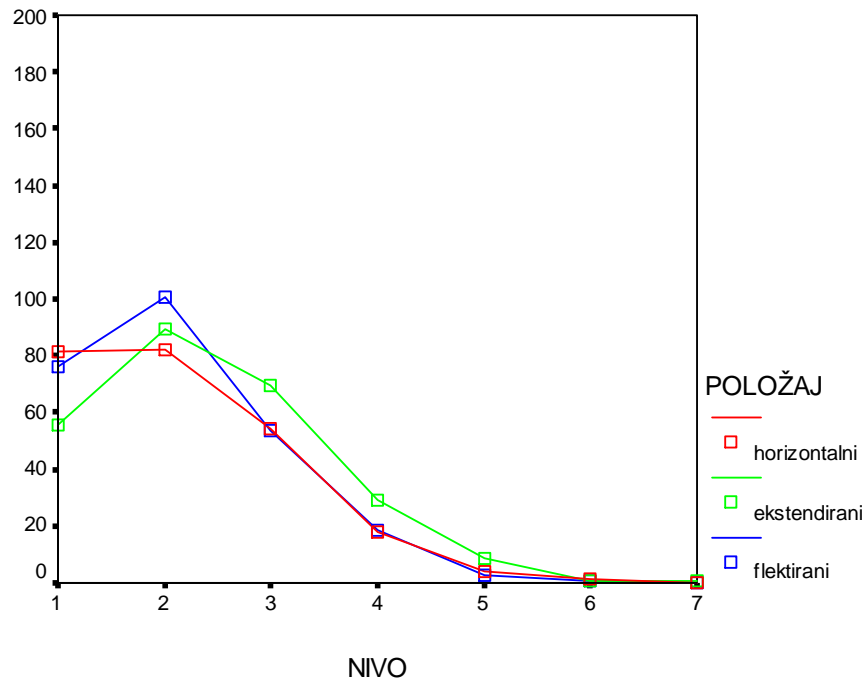
Gledajući na razlike između pojedinih akcelerometrijskih osi, a po svakom od nivoa *wavelet* analize, uočavaju se statistički značajne razlike između pojedinih nivo analize za X-os, kako po mjernim položajima glave ( $p < 0.05$ ), tako i po nivoima *wavelet* analize ( $p < 0.05$ ). Jedino u drugom nivou *wavelet* analize nema statistički značajnih razlika između mjerenja u ekstendiranom i flektiranom položaju glave. Grafikon razlika u mjernim položajima glave za svaki nivo analize po X-osi prikazan je na slici 20.



**Slika 20.** Grafikon razlika u mjernim položajima glave za svaki nivo analize po X-osi.

U Y-osi razlike su statistički značajne u svim nivoima *wavelet* analize ( $p < 0.05$ ). Bonferronijev test ukazuje da su u prvom i petom nivou *wavelet* analize razlike između svih parova položaja glave u Y-osi statistički značajne ( $p < 0.05$ ). U drugom nivou u Y-osi nema statistički značajnih razlika između horizontalnog i eksteniranog mjernog položaja glave, a u trećem nivou nema razlike između horizontalnog i flektiranog mjernog položaja glave. U četvrtom nivou nema razlike između horizontalnog i flektiranog mjernog položaja glave. U šestom nivou nema razlike između eksteniranog i flektiranog položaja glave. U sedmom nivou nema razlike između

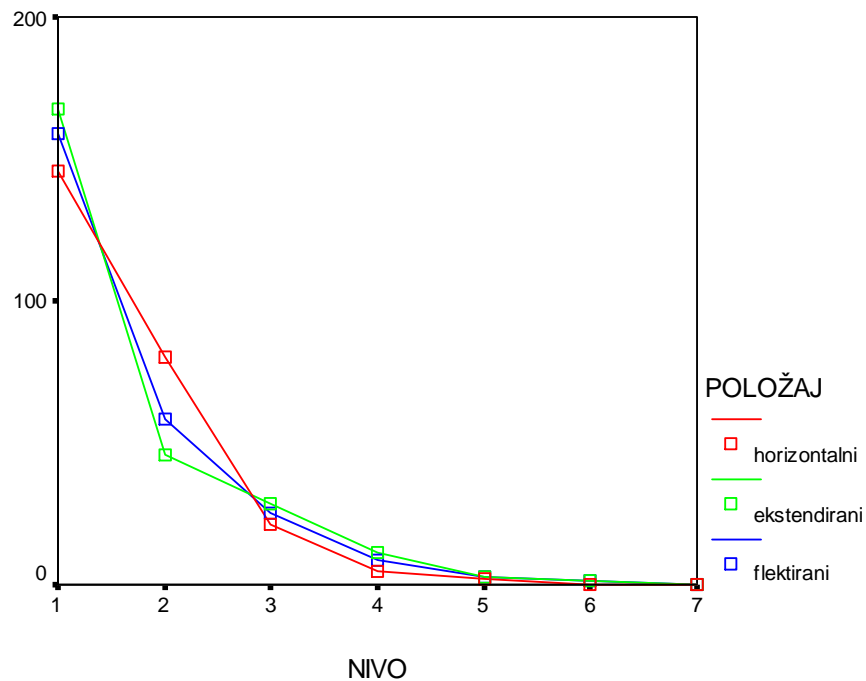
horizontalnog i flektiranog mjernog položaja glave. Grafikon razlika u mjernim položajima glave za svaki nivo analize po Y-osi prikazan je na slici 21.



**Slika 21.** Grafikon razlika u mjernim položajima glave za svaki nivo analize po Y-osi.

U Z-osi razlike su statistički značajne u svim nivoima *wavelet* analize ( $p < 0.05$ ) osim u petom. Bonferronijev test ukazuje da u šestom nivou nema razlika između eksteniranog i flektiranog mjernog položaja glave. Grafikon razlika u mjernim položajima glave za svaki nivo analize po Z-osi prikazan je na slici 22.





**Slika 22.** Grafikon razlika u mjernim položajima glave za svaki nivo analize po Z-osi.

Kad se usporede vrijednosti po osima unutar svakog mjernog položaja glave u svakom nivou *wavelet* analize, vidljivo je da se akceleracijske vrijednosti na X, Y i Z osi značajno međusobno razlikuju u svim nivoima ( $p < 0.05$ ). Bonferronijev test pokazuje da su razlike između svih parova položaja glave statistički značajne samo u trećem, četvrtom i petom nivou *wavelet* analize ( $p < 0.05$ ). U prvom nivou kod horizontalnog i flektiranog položaja nema razlika u vrijednostima na X i Z osi. U drugom nivou *wavelet* analize nema razlika između X, Y i Z osi u horizontalnom položaju. U šestom nivou *wavelet* analize pri eksteniranom mjernom položaju glave nema razlika u X i Y osi, a kod flektiranog mjernog položaja glave razlika nema između Y i Z mjernih osi. U sedmom nivou *wavelet* analize pri horizontalnom

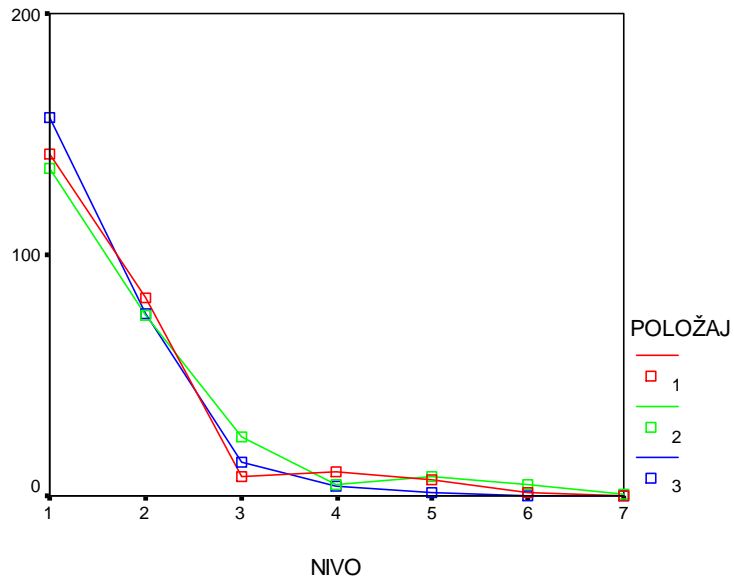
mjernom položaju glave nema razlika između X i Z osi, pri eksteniranom mjernom položaju između X i Y osi, a pri flektiranom mjernom položaju između Y i Z akceleracijskih osi.

Kad se usporede vrijednosti po nivoima *wavelet* analize za svaki pojedini mjernih položaj glave, između nivoa postoje statistički značajne razlike ( $p < 0.05$ ). Bonferronijev test ukazuje da kod horizontalnog mjernog položaja glave nema statistički značajnih razlika između prvog i drugog nivoa *wavelet* analize u Y-osi kod horizontalnog mjernog položaja glave, a kod eksteniranog mjernog položaja glave nema razlika između četvrtog i šestog nivoa *wavelet* analize u X-osi te između šestog i sedmog nivoa *wavelet* analize u Y-osi.

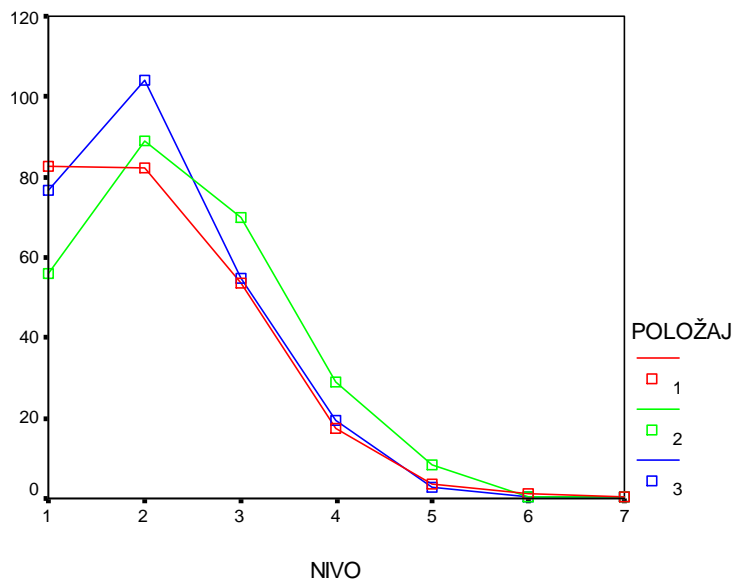
Analiza kovarijance nije ukazala da dob kao kovarijat ima statistički značajni utjecaj na razlike u distribuciji akceleracijskih očitavanja s obzirom na položaj glave, nivo analize i spola kada se u obzir uzmu zasebno X, Y i Z os.

#### **4.2. Statistička raščlamba po spolu**

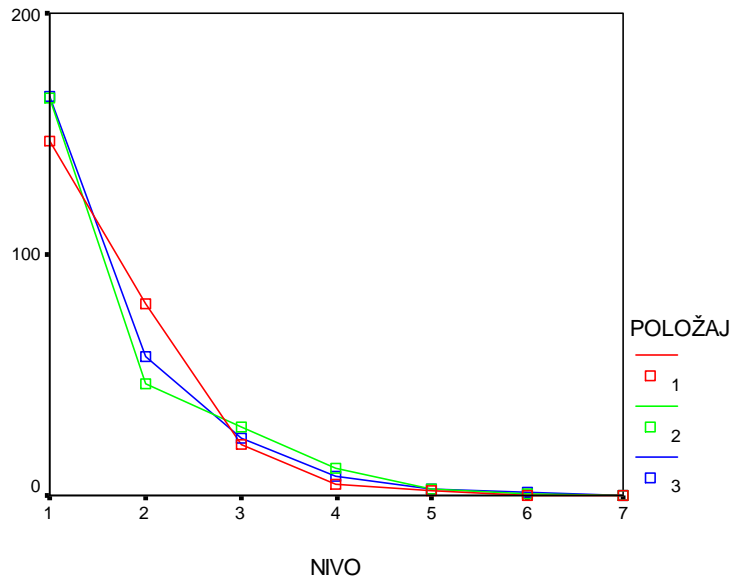
Grafički prikazi zbroja kvadrata *wavelet* koeficijenata svih nivoa *wavelet* analize za muške ispitanike u svim mjernim položajima glave prikazani su na slici 23 (za X-os), slici 24 (za Y-os) i slici 25 (za Z-os).



**Slika 23.** Grafikon razlika u mjernim položajima glave za svaki nivo analize po X-osi za muške ispitanike (položaj: 1=horzontalni, 2=ekstendirani, 3=flektirani)

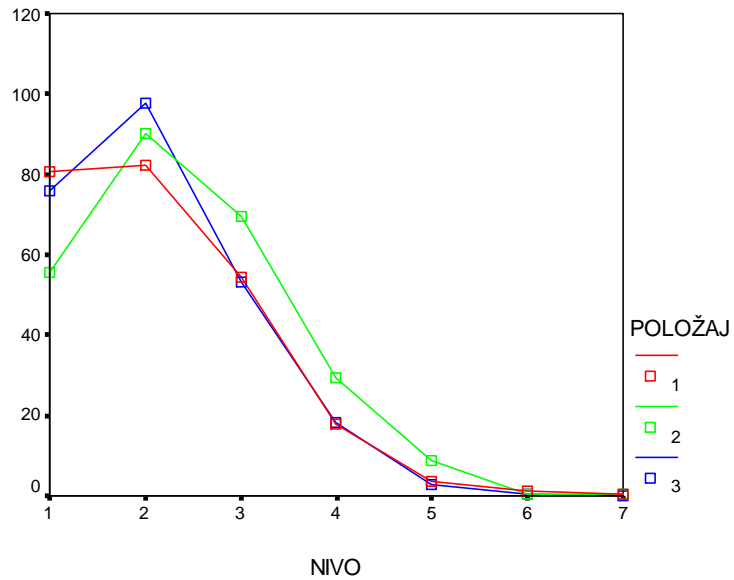


**Slika 24.** Grafikon razlika u mjernim položajima glave za svaki nivo analize po Y-osi za muške ispitanike (položaj: 1=horzontalni, 2=ekstendirani, 3=flektirani).

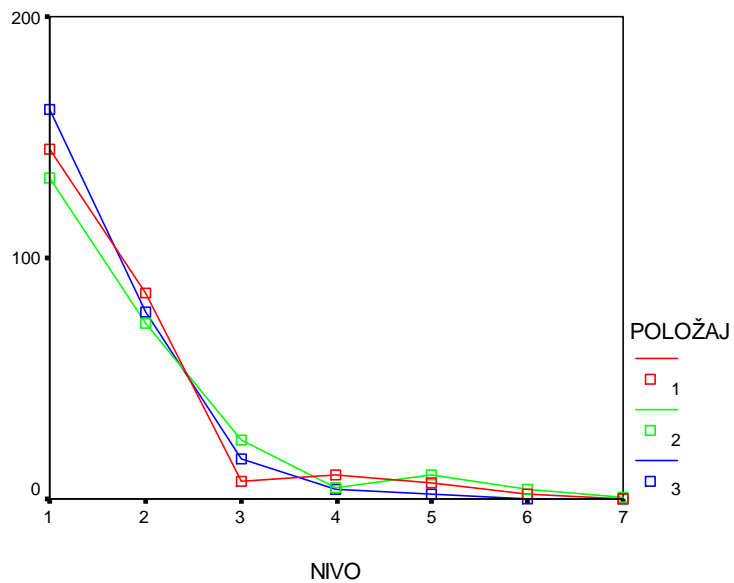


**Slika 25.** Grafikon razlika u mjernim položajima glave za svaki nivo analize po Z-osi za muške ispitanike (položaj: 1=horzontalni, 2=ekstendirani, 3=flektirani).

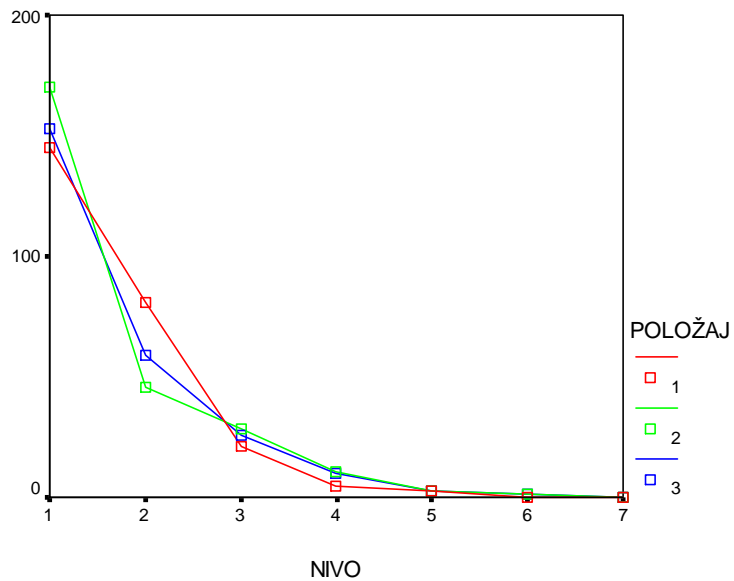
Grafički prikazi zbroja kvadrata *wavelet* koeficijenata svih nivoa *wavelet* analize za ženske ispitanike u svim mjernim položajima glave prikazani su na slici 26 (za X-os), slici 27 (za Y-os) i slici 28 (za Z-os).



**Slika 26.** Grafikon razlika u mjernim položajima glave za svaki nivo analize po X-osi za ženske ispitanike (položaj: 1=horzontalni, 2=ekstendirani, 3=flektirani).

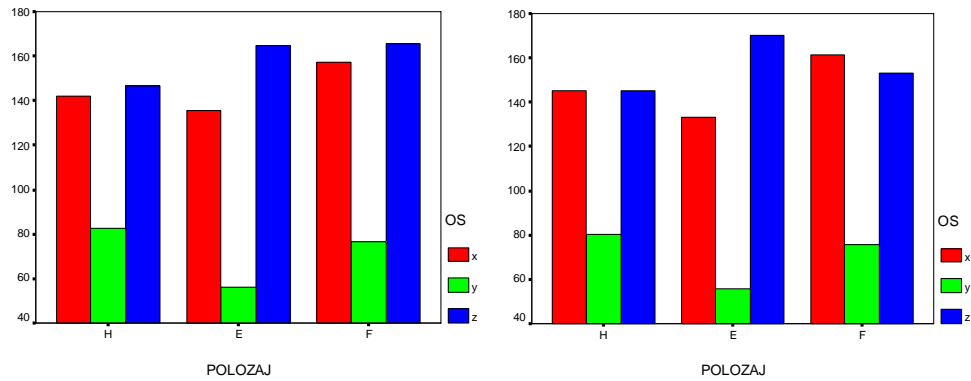


**Slika 27.** Grafikon razlika u mjernim položajima glave za svaki nivo analize po Y-osi za ženske ispitanike (položaj: 1=horzontalni, 2=ekstendirani, 3=flektirani).



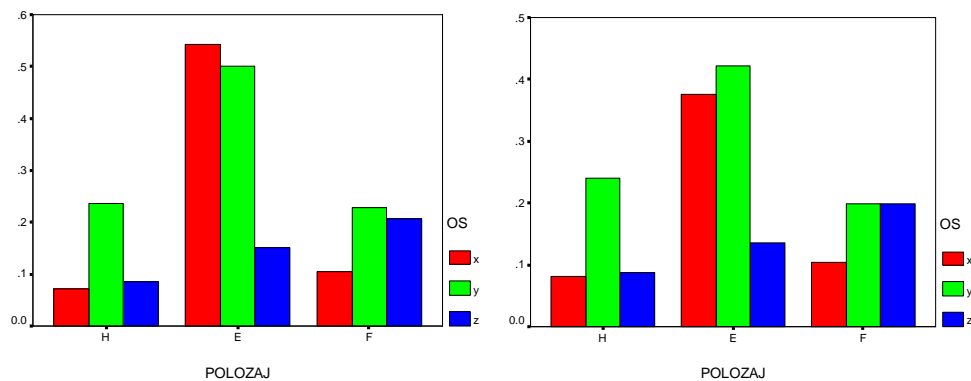
**Slika 28.** Grafikon razlika u mjernim položajima glave za svaki nivo analize po Z-osi za ženske ispitanike (položaj: 1=horizontalni, 2=ekstendirani, 3=flektirani).

Kada su se gledale razlike po akcelerometrijskim osima, mjernim položajima glave i nivoima *wavelet* analize spol je imao statistički značajni učinak samo u prvom i sedmom nivou *wavelet* analize ( $p < 0.05$ ), dok u ostalim nivoima nije bilo statistički značajnih razlika između spolova. U prvom je nivou spolna razlika očita u Z-osi ( $p = 0.004$ ), a u sedmom nivou u X-osi ( $p = 0.045$ ). Usporedni grafikoni za muški (lijevi dio) i ženski spol (desni dio) prikazani su na slici 29 (za prvi nivo *wavelet* analize) i slici 30 (za sedmi nivo *wavelet* analize).



**Slika 29.** Usporedni grafikon razlika za muški spol (lijevi dio) i ženski spol (desni dio) u mjernim položajima glave za prvi nivo analize za sve tri akcelerometrijske osi (položaj: H=horizontalni, E=ekstendirani, F=flektirani).

Na slici 28 vidljivo je da je kod muškaraca (lijevi dio) vrijednost na Z-osi (plavo) pri flektiranom mjernom položaju glave (treći stupac) veća nego kod žena (desni dio).



**Slika 30.** Usporedni grafikon razlika za muški spol (lijevi dio) i ženski spol (desni dio) u mjernim položajima glave za sedmi nivo analize za sve tri akcelerometrijske osi (položaj: H=horizontalni, E=ekstendirani, F=flektirani).

Na slici 29 vidljivo je da je kod muškaraca (lijevi dio) vrijednost na X-osi (crveno) pri eksteniranom mjernom položaju glave (drugi stupac) veća nego kod žena (desni dio).

### 4.3. Statistička raščlamba varijable SMV

ANOVA je ukazala da je značajan utjecaj nivoa *wavelet* analize ( $p < 0.001$ ), mjernog položaja glave ( $p = 0.019$ ) te kombinacije nivoa *wavelet* analize i mjernog položaja glave ( $p < 0.001$ ) na varijabilitet varijable SMV, ali nije značajan utjecaj spola. Stoga su daljnje analize rađene bez obzira na spolnu pripadnost. U tablici 5 prikazani su rezultati ANOVA-e za varijablu SMV.

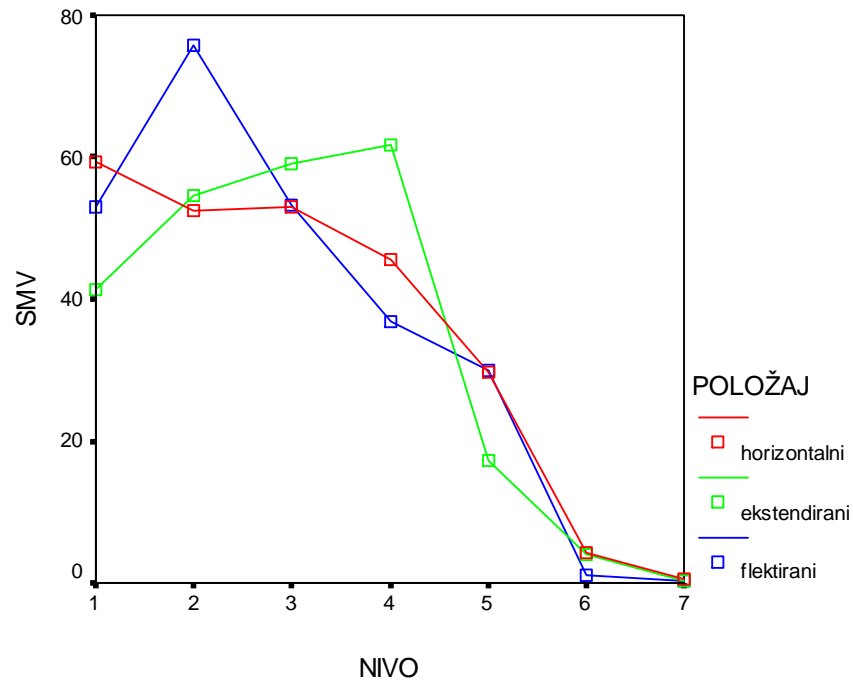
**Tablica 5.** Analiza varijance za varijablu SMV.

Izvor	Tip III sume kvadrata	Stupnjevi slobode	Prosječan kvadrat	F vrijednost	Sig.	Eta kvadrat
<b>NIVO</b>	<b>884190.698</b>	<b>1.863*</b>	<b>474618.082</b>	<b>1747.783</b>	<b>&lt;0.001</b>	<b>0.958</b>
NIVO * SPOL	247.090	1.863*	132.634	0.488	0.601	0.006
Pogreška(NIVO)	38447.851	141.584*	271.554			
<b>POLOŽAJ</b>	<b>702.369</b>	<b>2</b>	<b>351.185</b>	<b>4.065</b>	<b>0.019</b>	<b>0.051</b>
POLOŽAJ * SPOL	169.451	2	84.725	0.981	0.377	0.013
Pogreška(POLOŽAJ)	13133.175	152	86.402			
<b>NIVO * POLOŽAJ</b>	<b>73799.537</b>	<b>3.582*</b>	<b>20604.670</b>	<b>71.318</b>	<b>&lt;0.001</b>	<b>0.484</b>
NIVO * POLOŽAJ * SPOL	1022.206	3.582*	285.398	0.988	0.409	0.013
Pogreška (NIVO*POLOŽAJ)	78644.237	272.208*	288.912			

\*Greenhouse-Geisserova korekcija stupnjeva slobode zbog narušene sferičnosti potvrđene Mauchlyjevim testom.

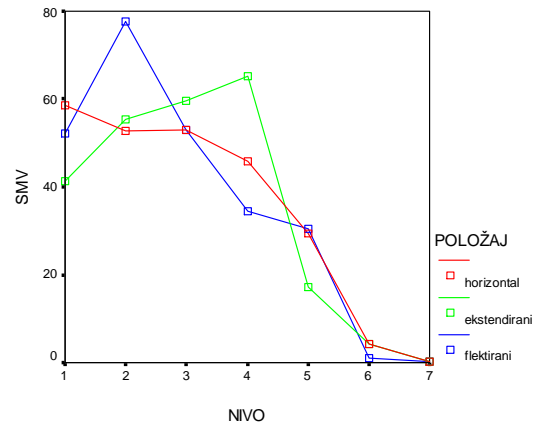


Na slici 31 prikazane su vrijednosti varijable SMV u svim nivoima *wavelet* analize sumarno za oba spola.

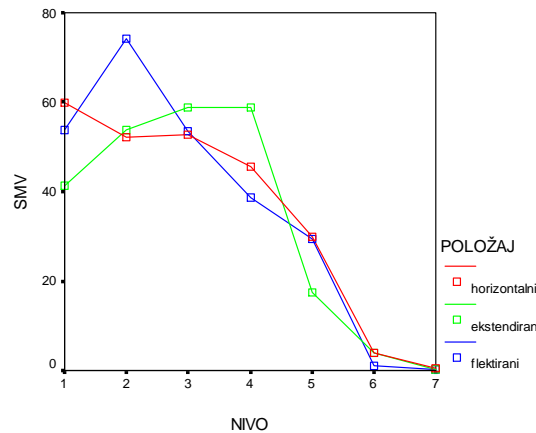


**Slika 31.** Vrijednosti varijable SMV u svim nivoima *wavelet* analize sumarno za oba spola.

Na slici 32 (za muški spol) i slici 33 (za ženski spol) prikazane su vrijednosti varijable SMV u svim nivoima *wavelet* analize.



**Slika 32.** Vrijednosti varijable SMV u svim nivoima *wavelet* analize za ispitanike muškog spola.



**Slika 33.** Vrijednosti varijable SMV u svim nivoima *wavelet* analize za ispitanike ženskog spola.

Kako je interakcija nivoa *wavelet* analize i mjernog položaja glave bila značajna, uspoređivane su vrijednosti varijable SMV uzimajući u obzir obje komponente. Kod svakog pojedinog mjernog položaja glave vrijednosti varijable SMV su se uglavnom razlikovale između svakog pojedinog nivoa

analize ( $p < 0.05$ ). Statistički značajnih razlika nije bilo kod flektiranog mjernog položaja glave i to između drugog i trećeg nivoa *wavelet* analize.

Kod eksteniranog mjernog položaja glave nema značajnih razlika četvrtog nivoa *wavelet* analize s drugim i trećim nivoom *wavelet* analize. Kod flektiranog mjernog položaja glave nema značajnih razlika između prvog i trećeg nivoa *wavelet* analize te između četvrtog i petog nivoa *wavelet* analize.

Unutar svakog nivoa *wavelet* analize statistički su značajne razlike između položaja glave ( $p < 0.001$ ), no ne između svih parova položaja. Samo u prvom, drugom i četvrtom nivou značajne su razlike između svih položaja glave. Bonferronijev test je ukazao da u trećem, petom i sedmom nivou *wavelet* analize nema razlika između horizontalnog i flektiranog mjernog položaja glave, a u šestom nivou *wavelet* analize razlika nema između horizontalnog i eksteniranog mjernog položaja glave. Ostale razlike su statistički značajne ( $p < 0.05$ ).

Kada se u analizu uzelo u obzir i utjecaj spola kao kovarijata (ANCOVA) pokazalo se da dob utječe na varijablu SMV i to u kombinaciji „nivo *wavelet* analize X mjerni položaj glave“, dok je položaj izgubio na značajnosti (tablica 6). Dob značajno utječe na razlike između nivoa analize kod flektiranog tipa glave ( $p = 0.021$ ), pri čemu Bonferronijev test otkriva da statistički značajne razlike ne postoje između prvog i trećeg te četvrtog i petog nivoa analize kod flektirane glave, dok je između ostalih parova nivoa razlika statistički značajna. Kako dob ima utjecaja deskriptivna statistika je prikazana s korekcijama za dob (tablica 7).

Nivo *wavelet* analize ima najveći učinak na varijabilitet akceleracija donje čeljusti (objašnjava 7.2% varijance) dok kombinacija nivoa *wavelet* analize i mjernog položaja glave objašnjava 5.5% varijance. Osim toga, kombinacija nivoa *wavelet* analize, mjernog položaja glave i dobi ispitanika objašnjava 4.1% varijance. Rezultati ANCOVA-e prikazani su u tablici 6.

**Tablica 6.** Analiza kovarijance s dobi kao kovarijatom

Izvor	Tip III sume kvadrata	Stupnjevi slobode	Prosječan kvadrat	F	Sig	Eta kvadrat
<b>NIVO</b>	<b>2965.698</b>	<b>1.868*</b>	<b>1587.789</b>	<b>5.835</b>	<b>0.004</b>	<b>0.072</b>
NIVO * DOB	327.241	1.868*	175.200	0.644	0.517	0.009
NIVO * SPOL	202.481	1.868*	108.405	0.398	0.658	0.005
Pogreška(NIVO)	38120.610	140.086*	272.123			
POLOŽAJ	320.689	2	160.344	1.885	0.155	0.025
POLOŽAJ * DOB	371.212	2	185.606	2.182	0.116	0.028
POLOŽAJ * SPOL	260.482	2	130.241	1.531	0.220	0.020
Pogreška (POLOŽAJ)	12761.963	150	85.080			
<b>NIVO * POLOŽAJ</b>	<b>4386.682</b>	<b>3.719*</b>	<b>1179.667</b>	<b>4.364</b>	<b>0.003</b>	<b>0.055</b>
<b>NIVO * POLOŽAJ * DOB</b>	<b>3251.371</b>	<b>3.719*</b>	<b>874.359</b>	<b>3.234</b>	<b>0.015</b>	<b>0.041</b>
NIVO * POLOŽAJ * SPOL	1793.277	3.719*	482.248	1.784	0.137	0.023
Pogreška (NIVO*POLOŽAJ)	75392.866	278.893*	270.329			

\*Greenhouse-Geisserova korekcija stupnjeva slobode zbog narušene sferičnosti potvrđene Mauchlyjevim testom.

**Tablica 7.** Prosječne vrijednosti varijable SMV s obzirom na nivo *wavelet* analize i mjerni položaj glave, korigirane za kovarijat dobi.

NIVO	POLOŽAJ	Prosjek*	Std. greška	95% interval pouzdanosti		Sig.**
				donja granica	gornja granica	
1	horizontalni	59.231	0.898	57.441	61.020	
	ekstendirani	41.353	0.533	40.292	42.414	
	flektirani	53.010	0.718	51.580	54.441	<0.001
2	horizontalni	52.504	0.536	51.437	53.571	
	ekstendirani	54.556	0.549	53.462	55.650	
	flektirani	75.689	1.215	73.269	78.108	<0.001
3	horizontalni	52.872	0.935	51.010	54.734	
	ekstendirani	59.152	0.511	58.135	60.170	
	flektirani	53.244	0.811	51.629	54.860	<0.001
4	horizontalni	45.695	1.358	42.990	48.399	
	ekstendirani	61.668	2.723	56.246	67.091	
	flektirani	36.745	2.503	31.759	41.731	<0.001
5	horizontalni	29.714	0.944	27.835	31.594	
	ekstendirani	17.342	0.218	16.908	17.775	
	flektirani	30.001	0.922	28.165	31.836	<0.001
6	horizontalni	4.109	0.310	3.491	4.728	
	ekstendirani	4.014	0.218	3.581	4.448	
	flektirani	1.061	0.072	0.917	1.206	<0.001
7	horizontalni	0.418	0.022	0.374	0.462	
	ekstendirani	0.252	0.018	0.216	0.288	
	flektirani	0.397	0.014	0.369	0.424	<0.001

\* Evaluirano kada se kovarijat uključi u model: DOB = 23.08.

\*\* Rezultati ANOVA-e između položaja glave unutar svakog nivoa.

## **5. RASPRAVA**

---

Ovo je istraživanje pokazalo da je akcelerometrijska metoda izrazito osjetljiva metoda koja je u mogućnosti detektirati i vrlo male promjene kinematskih parametara žvačnoga sustava koje su uzrokovane različitim položajima glave tijekom akcelerometrijskih mjerenja. Takvi su rezultati u skladu s većinom istraživanja koja su se bavila utjecajem položaja glave, vratne kralježnice ili tijela na žvačni sustav. Međutim, do danas nema apsolutno čvrstih dokaza koji bi povezivali patološki promijenjenu posturu glave i vrata sa simptomima temporomandibularnih poremećaja.

Budući da je jedna od svrha ovog istraživanja bila i daljnje vrednovanje akcelerometrijske metode za analizu kinematskih svojstava donje čeljusti, odnosno žvačnoga sustava u cjelini, rezultati dobiveni ovim istraživanjem opravdali su očekivanja.

Činjenica je da postoji svega nekoliko istraživanja utjecaja položaja glave na svojstva žvačnoga sustava primjenom akcelerometrijskih mjerenja, a koja su spomenuta u uvodnom dijelu. Akcelerometrijska istraživanja u žvačnome sustavu počela su radom Granta iz 1986. godine koji je koristeći jednostavni jedno-osni akcelerometar mjerio promjene ubrzanja donje čeljusti tijekom ciklusa otvaranja-zatvaranja usta (82).

Yamada i sur. su pomoću akcelerometrijskih mjerenja na donjoj čeljusti glavi i vratu izmjerili su trajektorije donje čeljusti tijekom kretnji otvaranja i zatvaranja usta na deset zdravih ispitanika u dvanaest različitih položaja glave (20). Ustanovili su statistički značajnu linearnu ovisnost između trajektorija donje čeljusti i položaja glave kod svih ispitanika. Ekstendirani položaj glave i vratne kralježnice imao je za posljedicu pomak donje čeljusti

prema natrag tijekom kretnje zatvaranja, dok je flektirani položaj glave i vrata doveo do pomaka donje čeljusti prema naprijed.

Visscher i sur. su pomoću uređaja za trodimenzijsku prostornu analizu kretnji istraživali učinak četiriju različitih položaja glave na putanje kretnji donje čeljusti u deset zdravih ispitanika (21). Također su ustanovili statistički značajnu linearnu ovisnost između položaja glave i smjera kretnji donje čeljusti kod svih ispitanika bez obzira na spol, što je u skladu s prethodnim rezultatima. Oba navedena istraživanja podržavaju činjenicu da položaj glave utječe kako na kretnje donje čeljusti, tako i na sile koje djeluju na donju čeljusti u mirovanju i tijekom kretnji kod zdravih odraslih ispitanika.

Nešto veći broj ispitanika, njih 40 starosti od 18 do 54 godine, u svoje su istraživanje uključili Higbie i sur. Oni su istraživali promjene koje se javljaju tijekom kretnje otvaranja usta i kretnji donje čeljusti pri promjeni položaja glave (22). Međutim, u svom istraživanju nisu gledali putanju kretnji donje čeljusti već su se usmjerili ka mjerenju iznosa kretnji donje čeljusti pri četiri različita položaja glave. Ustanovili su statistički značajne koeficijente korelacije između položaja glave i iznosa kretnji donje čeljusti. Ekstendirani položaj glave kod svih je ispitanika doveo do statistički značajno većeg iznosa otvaranja nego pri flektiranom položaju glave. Ovo istraživanje dodatno ukazuje na postojanje utjecaja položaja glave i vratne kralježnice na kretnje donje čeljusti, iako se povezanost između položaja glave i vratne kralježnice i temporomandibularnih poremećaja ne može točno definirati budući da su se sva navedena istraživanja provodila na zdravim ispitanicima.



Yamamoto i sur. istraživali su utjecaj različitih položaja glave na dodirne točke tijekom zatvaranja donje čeljusti pri brzim pokretima grickanja (83). Istraživanje su proveli na dvadeset zdravih ispitanika u dva položaja glave, odnosno tijela. Prvo su bilježili dodire tijekom uspravnog položaja tijela za vrijeme sjedenja, a nakon toga su ispitanike plegli i također bilježili mjesta dodira između zubi gornje i donje čeljusti tijekom brzih, ritmičnih kretnji zatvaranja. Došli su do rezultata da se pri ležećem, odnosno horizontalnom položaju tijela, dodirne točke među zubima gornje i donje čeljusti u odnosu na položaj maksimalne interkuspிடacije pomiču prema naprijed za prosječno 0.3 mm pri ležećem, odnosno 0.11 mm pri uspravnom položaju tijela. Ovakav rezultat govori u prilog činjenici da dinamički položaji donje čeljusti do kojih dolazi za vrijeme funkcijskih kretnji ipak odstupaju od statičkih položaja kao što je na primjer položaj maksimalne interkuspிடacije. S pravom se može pretpostaviti da je takav nalaz posljedica složenih neuromuskularnih interakcija unutar žvačnoga sustava koje su povezane s različitim položajem tijela, odnosno vratne kralježnice.

Häggman-Henrikson i Eriksson istraživali su utjecaj tvrdoće i veličine bolusa na kretnje glave i vratne kralježnice do kojih dolazi tijekom ritmičnih kretnji otvaranja-zatvaranja usta (49). U istraživanju su koristili 3D-optoelektromički uređaj s kojim su bilježili kretnje koje nastaju tijekom žvakanja malih (3 g) i velikih (9 g) umjetnih bolusa sastavljenih ili od žvakaćih guma ili od polivinilsiloksanškog otisnog materijala. Glavni je nalaz ovog istraživanja bila ekstenzija glave tijekom kretnji žvakanja, čiji je iznos bio izravno proporcionalan veličini bolusa. Osim toga, svaki je žvačni ciklus bio

popraćen ne samo s kretnjama donje čeljusti, nego i s malim fleksijsko-ekstenzijskim kretnjama donje čečljusti. Veće amplitude kretnji glave korelirale su s veličinom, ali u određenoj mjeri i s tvrdoćom, odnosno, teksturom bolusa. Rezultati ovog istraživanja upućuju na to da je ponašanje kompleksa glava-vrat modulirano kao odgovor na promjene u senzomotoričkim ulaznim podražajima iz donje čeljusti.

Za cjelovito shvaćanje rezultata ovog istraživanja nužno je objasniti na koji način *wavelet* analiza može razlikovati čak i vrlo male razlike između pojedinih signala, odnosno funkcija definiranih vremenskim i kvantitativnim vrijednostima, odnosno točkama.

Prvi nivo *wavelet* analize rezultira *wavelet* koeficijentima prvog reda, odnosno nivo. Oni su rezultat filtriranja ulaznog ackelerometrijskog signala, odnosno funkcije, s početnim Daubechies 2 *wavelet* filtrom čija je dužina četiri točke na vremenskoj osi. Zbog toga taj prvi nivo *wavelet* koeficijenata vrednuje, odnosno opisuje nagle, kratkoživuće promjene u signalu kao što su oštri naizmjenični vrhovi (*peak*-ovi) u trenucima početka i kraja zatvaranja te u trenucima početka otvaranja donje čeljusti, od kojih su ovi potonji ipak nešto manji. Iz rezultata *wavelet* analize vidljivo je da su u flektiranom i horizontalnom položaju glave te promjene izrazitije nego u ekstenziranom položaju, a posebice ako ih promatramo u ackelerometrijskim osima X i Y, odnosno u sagitalnoj ravnini. Iz navedenog se može iščitati da iz rezultata prvog nivoa *wavelet* analize vidljivo da u ekstenziranom položaju glave ispitanici mirnije izvode kretnju otvaranja i zatvaranja donje čeljusti nego li u

ostala dva mjerna položaja. Ovakvi su rezultati sasvim u skladu s teorijom klizajućeg kranija koju je iznio Makofsky (72).

Drugi Daubechies 2 *wavelet* filter dužine je deset točaka i on iz ulaznog signala izlučuje razlike koje postoje na toj skali dužine. Ta skala dužine je još uvijek dovoljno kratka da, slično kao i prvi nivo opisuje kratke i oštre pojave u signalu ali i ono manje titranje u signalu koje im prethodi kao i istitravanje poslije pojave oštih vrhova. Iz rezultata analize po osima, a posebice i nedvosmisleno kod analize varijable SMV, vidljivo je da su u flektiranom položaju glave te vrijednosti najveće. Iz rezultata drugog nivoa wavelet analize može se zaključiti da u flektiranom položaju glave ispitanici otvaraju i zatvaraju donju čeljust bitno drukčije nego li u ostala dva položaja.

Treći Daubechies 2 *wavelet* filter dužine je 22 točke, a četvrti 46 točaka. Obzirom da je jedan naš ciklus otvaranja – zatvaranja prosječne dužine 51 točka ( $256/5=51,2$ ) znači da ovi nivoi wavelet analize izlučuju karakteristike unutar pola ciklusa kao i za cijeli jedan ciklus otvaranja i zatvaranja usta. Iz rezultata po osima, a i iz rezultata za varijablu SMV, vidljivo je da nema veće razlike između horizontalnog i flektiranog položaja glave, ali je kod eksteniranog položaja glave je suma kvadrata ovih *wavelet* koeficijenata izrazito veća, posebice za četvrti nivo *wavelet* analize. Može se zaključiti da u eksteniranom položaju glave postoji vremenski pomak trajanja pojedinih faza unutar jednog ciklusa u odnosu na horizontalni i flektirani položaj glave, odnosno da unutar vremenske osi postoji određeno odstupanje pri položaju maksimalno otvorenih usta. Usporedbom signala u vremenskoj domeni vidljiv je drugačije smješten i nešto slabije izražen („mekši“) kraj faze otvaranja i

početak faze zatvaranja usta u eksteniranom položaju glave koji doprinosi većem iznosu *wavelet* koeficijenta trećeg i četvrtog nivoa *wavelet* analize.

Peti Daubechies 2 *wavelet* filter je dužine 94 točke te obuhvaća gotovo cijela dva ciklusa otvaranja i zatvaranja usta unutar signala. Uzimajući ovo u obzir i ostali, viši nivoi *wavelet* analize (šesti i sedmi) na određeni način ponavljaju rezultate iz četvrtog nivoa ali s manjom izrazitošću jer ovo filtriranje usrednjava svojstva signala na dužini od kompletna dva ciklusa i stoga donekle prikriva razlike unutar pojedinog ciklusa za različit položaj glave. Rezultati po osima X, Y i Z, ali i rezultati analize za varijablu SMV to i potvrđuju.

Iz svega se može zaključiti da *wavelet* analiza po većini nivoa ukazuje na značajne razlike u kinematici ciklusa otvaranja i zatvaranja usta a u ovisnosti o položaju glave. Svaki nivo *wavelet* analize naglašava upravo one razlike koje pridruženi wavelet filter izlučuje iz ulaznog signala.

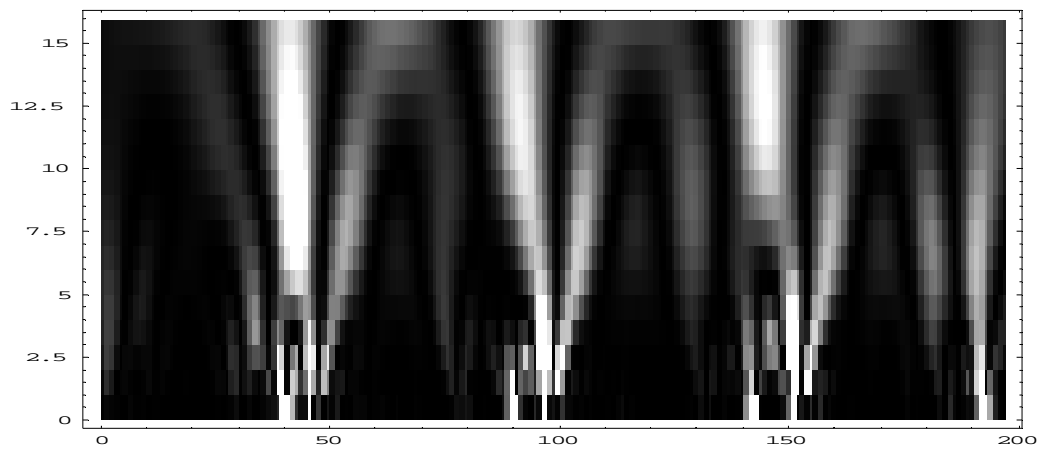
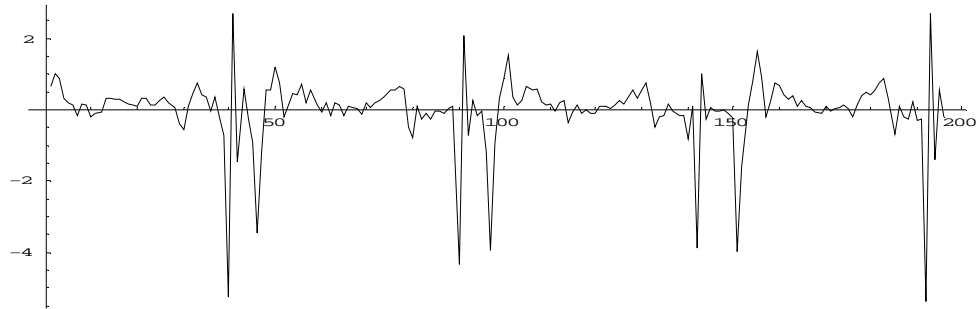
S pravom se može reći da je razlika između tri položaja glave vidljiva u svim nivoima *wavelet* analize u većoj ili manjoj mjeri, s tim da u petom nivou *wavelet* analize nema statistički značajnih razlika između položaja glave u Z osi, a u drugom nivou pri horizontalnom položaju glave nema razlika između X, Y i Z osi. Ovaj se podatak može objasniti činjenicom da su u istraživanju sudjelovali zdravi ispitanici koji nisu pokazivali znakove i simptome temporomandibularnih poremećaja, pa tako nisu pokazivali niti devijaciju i/ili defleksiju donje čeljusti tijekom kretnji otvaranja-zatvaranja. Takve bi devijacije, odnosno defleksije, bile najizrazitije upravo u Z-osi koja je usmjerena latero-lateralno.

Unutar prvog, drugog i četvrtog nivoa *wavelet* analize uočljiva je razlika u varijabli SMV između sva tri položaja glave. U ostalim nivoima *wavelet* analize razlike postoje između eksteniranog i flektiranog mjernog položaja glave, ali nema razlike između horizontalnog i nekog od ta dva položaja. Temeljem navedenog možemo zaključiti da se primjenom varijable SMV koja u sebi sadrži objedinjenje akcelerometrijske podatke iz sve tri mjerne osi, može s velikom sigurnošću uočiti razlika između tri mjerna položaja glave. To nadalje znači da se pomoću SMV varijable može značajno pojednostavniti postupak analize akcelerometrijskih podataka dobivenih iz tro-osnih akcelerometrijskih senzora. Osim toga, uz primjeren broj ulaznih vrijednosti (točaka koje definiraju osnovnu, ulaznu funkciju, odnosno signal) za *wavelet* analizu, SMV varijabla pruža mogućnost razlikovanja pojedinih mjernih položaja glave već u prvom i drugom nivou analize. Iz svega navedenoga da se zaključiti da je SMV varijabla dovoljno osjetljiva i pouzdana za analizu te bi u nekim budućim istraživanjima trebalo potvrditi ovu činjenicu, na primjer akcelerometrijskim mjerenjima na ispitanicima prije, sa vrijeme i nakon terapije okluzijskim udlagama.

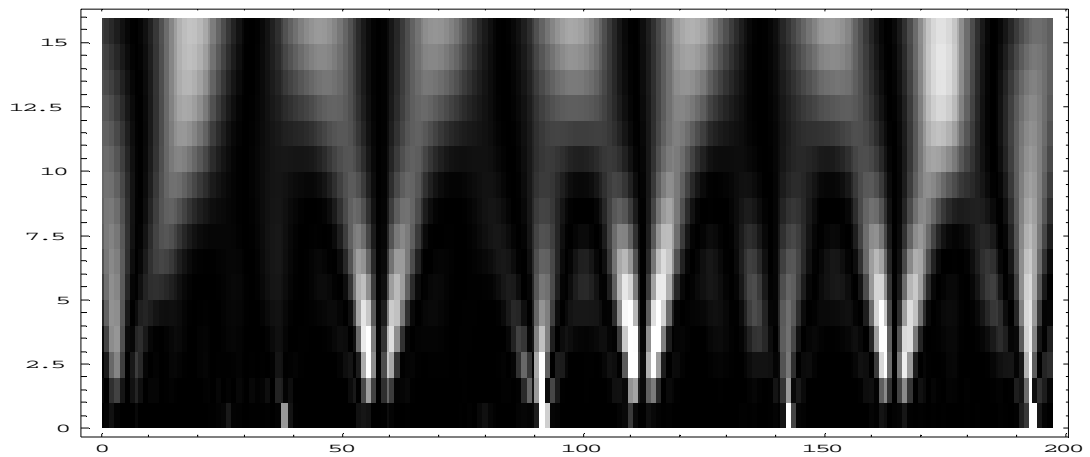
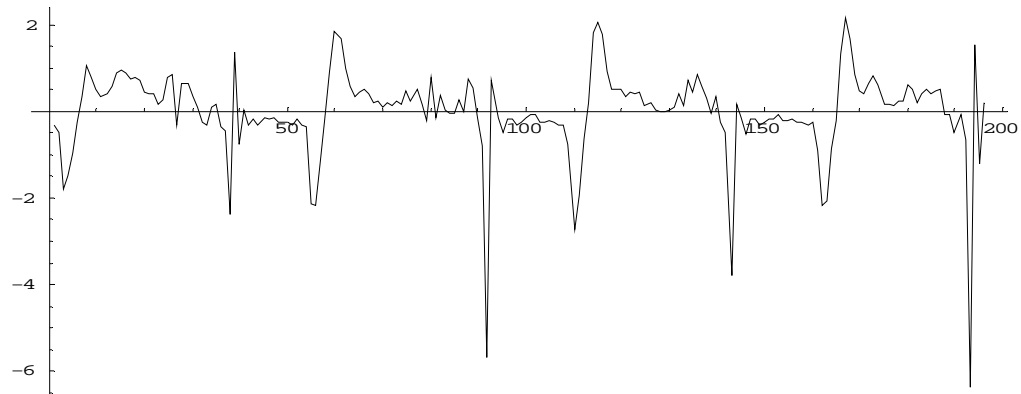
Ako se gleda posebno po akcelerometrijskim osima onda je jedino u prvom nivou *wavelet* analize prisutna statistički značajna razlika između svih usporedbi parova položaja glave. Ako se gleda razlika između akcelerometrijskih osi unutar svakog tipa položaja glave onda su svi od svih različiti u trećem, četvrtom i šestom nivou *wavelet* analize. Kad se usporede vrijednosti po nivoima *wavelet* analize za svaki pojedini položaj glave, uočava se da između svih postoje statistički značajne razlike. Kod horizontalnog

položaja glave nema statistički značajnih razlika između prvog i drugog nivoa *wavelet* analize u Y-osi kod horizontalnog položaja glave, a kod eksteniranog položaja glave nema razlika između četvrtog i šestog nivoa *wavelet* analize u X-osi te između šestog i sedmog nivoa u Y-osi. Navedene se činjenice mogu objasniti upravo pomoću spoznaja iznesenih u uvodnom dijelu u kojima se naglašava činjenica da ekstenirani položaj glave dovodi do istezanja infrahioidnih mišića, čime se zatežu i na određeni način stabiliziraju mišići otvarači, dok se s druge strane, vratni mišići skraćuju, njihov tonus pojačava i stabilizira atlanto-okcipitalni zglob.

S ciljem potvrđivanja prethodno iznesenog stajališta, ali i u svrhu ilustracije širokih mogućnosti koje pruža *wavelet* analiza, korišten je kontinuirani *wavelet transform* (u diskretnoj verziji). Korišten je Mexican Hat *wavelet* u rezoluciji od 7 do 88 točaka. Podatci su uzeti iz Y akcelerometrijske osi u trajanju od nepuna 4 ciklusa (ukupno 196 točaka), a rezultati prikazani na slikama 34 – 36.

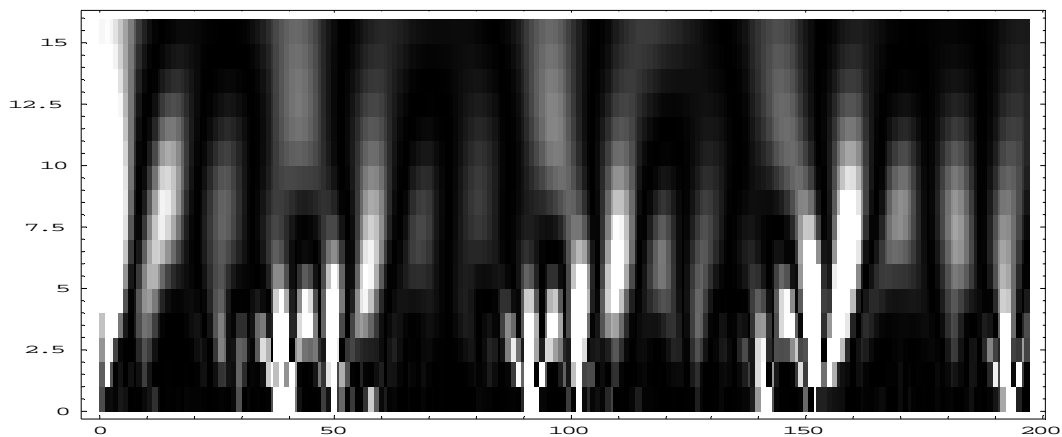
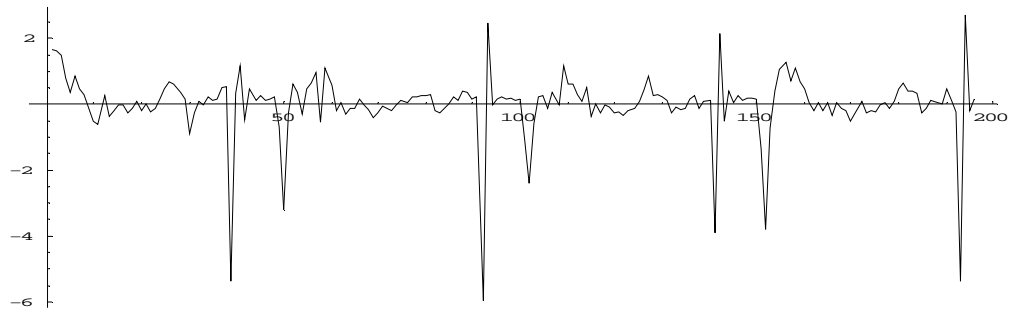


**Slika 34.** Prikaz rezultata Mexican Hat *wavelet* analize za Y-os u horizontalnom položaju glave.



**Slika 35.** Prikaz rezultata Mexican Hat *wavelet* analize za Y-os u eksteniranom položaju glave.





**Slika 36.** Prikaz rezultata Mexican Hat *wavelet* analize za Y-os u flektiranom položaju glave.

Iz slika 34 – 36 vrlo je lijepo vidljiva različita raspodjela svijetlih linija (šiljaka funkcije) u visokofrekventnom području (za male vrijednosti y-osi) ovisno o položaju glave. Isto tako se već na prvi pogled vidi da je najnepravilnija situacija u flektiranom položaju, dok je kod horizontalnog mjernog položaja, a posebice eksteniranog mjernog položaja glave situacija vrlo mirna i pravilna.

Mexican Hat jedan je od češće korištenih *wavelet* formi zbog svoje dobre razlučivosti u frekvencijskom području. Prikaz preko kontinuirane

*wavelet* transformacije se često koristi zbog izrazito kvalitetne vizualizacije rezultata, kao što je demonstrirano na prethodnim slikama.

Ovim istraživanjem nadalje, nije utvrđeno postojanje spolnih razlika ako se gleda varijabla SMV, ali je postoji utjecaj dobi kao kovarijata na akceleracijske varijable. To s jedne strane govori u prilog činjenici da je varijabla SMV dobra zamjena za tri vrijednosti akceleracije u tri mjerne osi, ali s druge strane upućuje na dodatan oprez s obzirom na činjenicu da je dokazan utjecaj dobi kao kovarijata. Uzevši u obzir dob ispitanika uključenih u ovo istraživanje, objašnjenje navedenog rezultata možda leži u činjenici da rast i razvoj lokomotornoga sustava traju sve do sredine dvadesetih godina života.

Upravo su Kiliaridis i sur. istražujući svojstva kretnji donje čeljusti i brzina tijekom procesa žvakanja na djeci i adolescentima primjenjujući optoelektroničku metodu došli do rezultata da trajanje žvačnoga ciklusa nije pod utjecajem dobi i spola. Međutim, razlika u brzinama bila je proporcionalna s godinama što objašnjavaju činjenicom sazrijevanja žvačnoga sustava uslijed promjena na denticiji, ali i zbog skeletalnoga rasta i razvoja (84).

Što se pak tiče ostalih dijelova lokomotornoga sustava, primjena akcelerometara u kombinaciji s različitim metodama obrade i analize akcelerometrijskog signala zastupljenija je nego u istraživanjima žvačnoga sustava. Najčešće se radi o prepoznavanju različitih parametara i vrsta hoda, ali i takozvanih dnevnih aktivnosti kao što su trčanje, stajanje, sjedenje, kućanski poslovi i slično.

Tako Tamura i sur. pokušavaju klasificirati različite akcelerometrijske signale nastale tijekom hodanja po ravnom tlu te penjanju uz i niz stepenice i to obradom pomoću *wavelet* analize. Oni u svom istraživanju koriste Daubechies 3 *wavelet* filter, koji je nešto širi (uključuje više točaka) od Daubechies 2 *wavelet* filtera koji je korišten u ovom istraživanju. Osim toga, u svom su istraživanju također kao varijable statističke obrade koristili zbroj kvadrata *wavelet* koeficijenata četvrtog i petog nivoa *wavelet* analize. Takvim su pristupom dokazali statistički značajnu razliku u kinematskim parametrima hoda unutar petog nivoa *wavelet* analize za razlikovanje hoda niz stepenice od drugih oblika hodanja. U četvrtom nivou *wavelet* analize dokazali su razliku u kinematskim parametrima hoda između hodanja po ravnom tlu i penjanja uz stepenice. Na taj su način dokazali i učinkovitost *wavelet* analize u klasificiranju različitih akcelerometrijskih signala (85).

Vrlo slično istraživanje, ali nešto novijeg datuma proveli su Wang i sur. 2007. godine. Oni su pomoću tro-osnog akcelerometrijskog senzora pričvršćenog na trup ispitanika pokušali klasificirati i prepoznati pet različitih uzoraka (načina) ljudskog hoda. U istraživanje su bila uključeno 52 ispitanika čiji je zadatak bio da po osobnom odabiru prepješače točno određeni put koji je u sebi sadržavao hod po ravnom terenu, penjanje i spuštanje po stepenicama te hod po terenu koji je imao uspon i pad. Također su u vremensko-frekvencijskoj domeni analizirali akcelerometrijske podatke u sve tri prostorne osi i to primjenom *wavelet* analize pomoću Daubechies 5 *wavelet* filtera čime su dobili šest nivoa *wavelet* analize. U daljnju su obradu uzeli sume kvadrata *wavelet* koeficijenata od drugog do šestog nivoa *wavelet*

analize i to za sve tri akcelerometrijske osi. Rezultati koje su dobili upućuju na to da se različiti obrasci ljudskog hoda mogu uspješno prepoznati i razlikovati s točnošću između 88.54% i 92.05% (86). Ovakav je rezultat još jedna znanstvena potkrepa metodi primijenjenoj u ovom istraživanju i daje opravdanje za daljnju primjenu akcelerometrijske metode u analizi kinematskih svojstava žvačnoga sustava.

Isti je istraživačka skupina otišla korak dalje u nastojanjima da primjenom tro-osnih akcelerometrijskih uspješno razlikuje različite kinematske obrasce ljudskog hoda, odnosno lokomotornoga sustava (87). Tako su na dvanaest zdravih ispitanika istraživali obrasce hoda i nove tehnike i metode obrade akcelerometrijskog signala kako bi povećali preciznost i točnost automatiziranih načina obrade podataka u prepoznavanju vrlo malih razlika između pojedinih mjerenja. Mjerenja su vršili u sedam pokusanih uvjeta: hodanje po ravnom tlu te hodanje uz i niz kosine različitog stupnja nagiba (2.7 stupnjeva, 9.86 stupnjeva i 28.03 stupnja nagiba). Osim toga uspoređivali su tri načina automatiziranog prepoznavanja granica jednog koraka određenog dodiranjem pete s tlom. Analizom trinaest različitih varijabli uspjeli su postići točnost od 82.46% u prepoznavanju različitih obrazaca, odnosno, načina ljudskog hoda. Slična bi se metoda mogla primijeniti i u analizi kinematike žvačnoga sustava, odnosno, pomoći u razlikovanju vrlo malih i konvencionalnim metodama teško mjerljivih razlika.

U dostupnoj literaturi postoji i nekoliko preglednih radova koji se bave klasifikacijskim tehnikama i načinima razlikovanja dinamičkih aktivnosti i kinematskih kretnji objektiviziranih iz mjerenja dobivenih primjenom

akcelerometrijskih senzora (88, 89). Preece i sur. dali su dobar pregled četrnaest različitih metoda obrade i interpretacije akcelerometrijskih signala s namjerom razlikovanja pojedinih kinematskih parametara i dinamičkih obrazaca kretnji. Među obrađenim metodama nalaze se i različite vrste *wavelet* analiza, kao i analize iz frekvencijskog područja signala kao što je na primjer FFT – *Fast Fourier Transform*. U svom preglednom radu prednost daju analizama frekvencijskog područja signala jer su za većinu svojstava pokazali nešto veću točnost i pouzdanost (do 95%) u odnosu na analize iz vremensko-frekvencijskog područja (do 88%).

Primjena tro-osnih akcelerometrijskih senzora u istraživanjima uglavnom se odnosi na praćenje kretnji u realnom vremenu, obradu i analizu izmjerenih vrijednosti i uspješno prepoznavanje i klasifikaciju različitih kretnji pomoću podataka dobivenih mjerenjima na zdravim ispitanicima. Jedno takvo istraživanje proveli su Karantonis i sur. na šest zdravih ispitanika (90). Osim uspješnog razlikovanja različitih uobičajenih dnevnih kretnji s vrlo visokom točnošću od 90.8%, uspjeli su pomoću akcelerometrijskih podataka razlikovati različite položaje tijela s točnošću od 94.1%. Različite obrasce hodanja razlikovali su s točnošću od 83.3% dok su mogući pad ispitanika prepoznavali s 95.6% točnosti. Prednost je ovog istraživanja ta što su uspjeli razviti računalni algoritam i pripadajući program za obradu mjerenja koji su značajno s velikom dozom automatizma obrađivali prikupljene akcelerometrijske podatke u realnom vremenu. Također su kao jednu od varijabli koristili i varijablu SMV (vektor jakosti signala).

S aspekta primjene akcelerometrijskih senzora u potencijalnim dijagnostičkim postupcima u dentalnoj medicini, vrijedi spomenuti istraživanje kojeg su proveli Yoshimi i sur (91). Oni su kombinacijom elektromiografskog uređaja, dvaju dvo-osnih akcelerometrijskih senzora, elektroencefalografa i infracrvene kamere istraživali pojavnost i obilježja mišićnih aktivnosti žvačnih mišića tijekom sna. U istraživanje je bilo uključeno devetnaest zdravih ispitanika prosječne starosti  $28.5 \pm 5.8$  godina i to 16 muških i 3 ženska ispitanika, koji su tijekom spavanja promatrani u laboratoriju za istraživanje sna. Tijekom spavanja snimani su infracrvenom kamerom kako bi se i vizualno mogle utvrditi bruksističke epizode tijekom sna. Elektromiografski je praćena aktivnost žvačnih mišića, elektroencefalografski su praćene pojedine faze sna, a dva dvo-osna akcelerometrijska senzora, jedan na čelu, a drugi na bradi, pratila su relativne i apsolutne pomake glave, odnosno donje čeljusti. Ovako uspostavljen istraživački model uspješno je razlikovao škripanje zubima (ekscentrični bruksizam) koje je činilo 59.5% bruksističkih epizoda, od stiskanja zubima (centričnog bruksizma) koje je činilo 35.6% bruksističkih epizoda temeljeno prema relativnoj aktivnosti u odnosu na maksimalnu voljnu kontrakciju žvačnih mišića. Osim toga, brzi pokreti donje čeljusti u obliku grickanja, odnosno lupkanja zubima, zabilježeni su samo u 4.9% slučajeva. U zaključku se ovog istraživanja navodi da je opisani istraživački model u stanju uspješno razlikovati različite oblike bruksizma i interpretirati ih s obzirom na elektromiografska i elektroencefalografska mjerenja tijekom sna.

Osim u humanoj medicini, akcelerometrija kao istraživačka metoda ima primjenu i u veterinarskoj medicini. Istraživanje Pastella i sur. bavilo se mogućnošću dijagnostike poremećaja lokomotornoga sustava mliječnih krava koje se nalaze na ispaši (92). U istraživanje je bilo uključeno dvanaest mliječnih krava koje se nalaze na ispaši i to šest zdravih i šest hromih krava koje su imale hromu samo jednu zadnju nogu. Četiri tro-osna akcelerometrijska senzora bila su učvršćena za noge i to po jedan akcelerometar na svakoj nozi. U obradi prikupljenih akcelerometrijskih podataka također je korištena *wavelet* analiza, ali ne Daubechies 2 *wavelet* filter, nego MODWT – *Maximal Overlap Wavelet Transform*. Osim toga, rađen je i izračun ukupne akceleracije u sve tri osi kao drugi korijen iz zbroja kvadrata akceleracija u X, Y i Z osi, što u naravi odgovara varijabli SMV koja je korištena i u ovom istraživanju. Rezultati istraživanja su takvi da je *wavelet* analiza pokazala razlike između zdravih i hromih krava na prvom nivou *wavelet* analize, koje su bile povezane i s vremenskom domenom akcelerometrijskog signala u vidu razlike od prosječno 40 ms. Ovo istraživanje također opravdava potrebu daljnje primjene akcelerometrijske metode i u istraživanjima humanog lokomotornoga sustava, pa tako i žvačnoga sustava kao njegove nedjeljive cjeline.

Istraživanja iz područja primjene akcelerometrije u analizi i klasifikaciji kretanja lokomotornog sustava u posljednje vrijeme doživljavaju određene promjene, odnosno poboljšanja u vidu novih tehnika obrade i analize prikupljenih akcelerometrijskih podataka, ali i novih statističkih metoda njihove analize. Pober i sur. u svom istraživanju uvode primjenu QDA

(kvadratne diskriminantne analize) i HMM (*Hidden Markov model*) metoda s ciljem povećanja razine točnosti i pouzdanosti akcelerometrijskih metoda u prepoznavanju različitih tjelesnih aktivnosti (93). Hayashi i sur. pak uvode novi statistički model za analizu kinematike donje čeljusti koristeći ga za usporedbu zdravih ispitanika s ispitanicima koji su bilo porvrgnuti ortognatskoj kirurgiji (94). Njihov je novi statistički model temeljen na složenoj funkciji sa slučajnim koeficijentima i takozvanom SEMOR analizom (*Self-modeling regression*).

Veliki nedostatak svih navedenih istraživanja je u malom broju ispitanika koji rijetko prelazi brojku od deset ispitanika. Osim toga, uzorak uglavnom sačinjavaju zdravi ispitanici koji su nerijetko bili dobno i/ili spolno neupareni. Takva istraživačka polazišta nažalost umanjuju vrijednost rezultata dobivenih tim istraživanjima. Upravo stoga, ovo istraživanje ima svoju vrijednost u činjenici da je obihvatilo 78 zdravih ispitanika koji su bili dobno i spolno razmjerno dobro upareni i kao takvi pružaju zdrav temelj za daljnje analize i usporedbe u potencijalnim budućim istraživanjima pomoću akcelerometrijske metode.

U jednom od takvih istraživanja moglo bi se ispitati utjecaj parodontalnih receptora i okluzijskih dodira na kinematiku kretnji donje čeljusti. Slična metodologija selektivnog isključivanja utjecaja parodontalnih receptora na neuromuskularne mehanizme koji reguliraju kretnje donje čeljusti opisana je u istraživanju Lobbezooa i sur (95).



## **6. ZAKLJUČCI**

---

Temeljem rezultata ovog istraživanja može se zaključiti sljedeće:

1. Podatci dobiveni akcelerometrijskim mjerenjima mogu se obraditi primjenom *wavelet* analize, a rezultati takve analize ukazuju na njezinu dovoljnu osjetljivost pri razlikovanju podataka iz mjerenja u tri različita položaja glave: horizontalnom, eksteniranom i flektiranom položaju.
2. Istraživanje je dokazalo postojanje statistički značajnih razlika između triju akcelerometrijskih mjernih osi u određenim nivoima *wavelet* analize.
3. Istraživanje je dokazalo postojanje statistički značajnih razlika između vrijednosti varijable SMV između tri različita mjerna položaja. Na varijablu SMV spol nije imao nikakav utjecaj, dok je dob kao kovarijat imala utjecaja kod flektiranog položaja glave u nekim nivoima *wavelet* analize.
4. Varijabla SMV može se koristiti kao određena zbrojna zamjena za vrijednosti akceleracija u trima mjernim osima (X, Y i Z).
5. Akcelerometrijska metoda dokazala je postojanje razlika u kinematskim parametrima kretnji donje čeljusti pri trima različitim mjernim položajima kod zdravih ispitanika i kao takva opravdava daljnju primjenu u istraživanjima kinematike žvačnoga sustava.

## **7. SAŽETAK**

---

U ovom je istraživanju opisan način primjene akcelerometrijske metode u analizi kinematike kretanja donje čeljusti u tri različitim položaja glave. Metoda se temelji na primjeni tro-osnog akcelerometrijskog senzora. U istraživanju je sudjelovalo 78 ispitanika, dobi 20 do 26 godina, prosječne dobi  $23.1 \pm 0.2$  godine. Ispitanici su bili studentice i studenti Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu, obaju spolova: 43 žene u dobi od 20 do 25 godina (prosječne dobi  $22,8 \pm 1,3$ ) te 35 muških u dobi od 21 do 26 godina (prosječne dobi  $23,4 \pm 1,2$ ).

U radu je opisan način obrade i analize akcelerometrijskih podataka pomoću *wavelet* analize. Analizirane su vrijednosti akceleracija u sve tri prostorne osi (X, Y i Z) kao i vrijednosti varijable SMV koja se izračunava kao drugi korijen iz zbroja kvadrata vrijednosti akceleracija u sve tri osi.

Rezultati istraživanja pokazali su da postoji statistički značajna razlika između kinematskih parametara u tri različita položaja glave. Također je dokazano da je *wavelet* analiza pouzdana u prepoznavanju malih razlika uvjetovanih različitim mjernim položajima glave. Osim toga, dokazano je da se u budućim istraživanjima može koristiti sumarna varijabla SMV kao punovrijedan pokazatelj kinematskih parametara. Spol ispitanika nije imao utjecaja na rezultate mjerenja, dok je dob imala kovarijatan utjecaj samo na varijablu SMV. Opravdana je daljnja primjena akcelerometrije u budućim istraživanjima.

## **8. SUMMARY**

---

## **Influence of head position on kinematic properties of the lower jaw using accelerometry method**

This study describes application of accelerometry in the analysis of kinematics of mandibular movements in three different head position. The method is based on the application of three-axial accelerometer. The study included 78 subjects, aged 20-26 years, mean age  $23.1 \pm 0.2$  years. Participants were selected among students at the School of Dental Medicine, University of Zagreb. There were 43 women aged 20-25 years (mean age  $22.8 \pm 1.3$ ) and 35 men aged 21-26 years (mean age  $23.4 \pm 1.2$ ).

This study describes a method of processing and analysing accelerometric data using *wavelet* analysis. We analyzed the value of acceleration in all three acceleration axes (X, Y and Z) and the value of a variable SMV, which is calculated as the square root of the sum of the squared acceleration values in all three axes.

The results showed a statistically significant difference between the kinematic parameters in three different head position. It was also proved that the *wavelet* analysis is reliable in identifying small differences due to different positions of the head. In addition, it was proved that future studies may use the summary variable labelled SMV as an indicator of kinematic parameters. Gender had no influence on measurement results, while age had influence only as covariate on variable SMV. Further application of accelerometry is feasible.

## **9. LITERATURA**

---

1. Yamabe Y, Yamashita R, Fujii H. Head, neck and trunk movements accompanying jaw tapping. *J Oral Rehabil.* 1999;26(11):900-5.
2. Goldstein DF, Kraus SL, Williams WB, Glasheen-Wray M. Influence of cervical posture on mandibular movement. *J Prosthet Dent.* 1984;52:421-6.
3. Winnberg A, Panchez H, Westesson PL. Head posture and hyo-mandibular function in man. A synchronized electromyographic and videofluorographic study of the open-close-clench cycle. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1988;94(5):393-404.
4. Wang XD, Yang C, Goddard G, Qiu WL. Normal and pathological anatomy of the TMJ viewed by computerized panoramic arthroscopic images. *Cranio.* 2003;21(3):196-201.
5. Olivo SA, Bravo J, Magee DJ, Thie NM, Major PW, Flores-Mir C. The association between head and cervical posture and temporomandibular disorders: a systematic review. *J Orofac Pain.* 2006;20(1):9-23.
6. Wainner RS, Whitman JM, Cleland JA, Flynn TW. Regional interdependence: a musculoskeletal examination model whose time has come. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007;37(11):658-60.
7. Hinton RJ, Carlson DS. Effects of Function on Growth and Remodeling of Temporomandibular Joint. U: McNeil C. *Science and Practice of Occlusion.* Chicago: Quintessence, 1997.



8. de Wijer A, Steenks MH, Bosman F, Helders PJ, Faber J. Symptoms of the stomatognathic system in temporomandibular and cervical spine disorders. *J Oral Rehabil.* 1996;23(11):733-41.
9. de Wijer A, Steenks MH, de Leeuw JR, Bosman F, Helders PJ. Symptoms of the cervical spine in temporomandibular and cervical spine disorders. *J Oral Rehabil.* 1996;23(11):742-50
10. Kraus S. Temporomandibular disorders, head and orofacial pain: cervical spine considerations. *Dent Clin North Am.* 2007;51(1):161-93
11. Wright EF, Domenech MA, Fischer JR Jr. Usefulness of posture training for patients with temporomandibular disorders. *J Am Dent Assoc.* 2000;131(2):202-10.
12. Rocabado M. Biomechanical relationship of the cranial, cervical, and hyoid regions. *J Craniomandibular Pract.* 1983;1(3):61-6.
13. Hiyama S, Ono T, Ishiwata Y, Kuroda T. Effects of mandibular position and body posture on nasal patency in normal awake subjects. *Angle Orthod.* 2002;72(6):547-53.
14. Huggare JA, Laine-Alava MT. Nasorespiratory function and head posture. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;112(5):507-11.
15. Ribeiro EC, Marchiori SC, da Silva AM. Electromyographic muscle EMG activity in mouth and nasal breathing children. *Cranio.* 2004;22(2):145-50.
16. Koh H, Robinson P. Occlusional adjustment for treating and preventing temporomandibular joint disorders. U: The Cochrane Database of Systematic Reviews. 2008;1 CD00381 200.

17. Ceneviz C, Mehta NR, Forgione A, Sands MJ, Abdallah EF, Lobo Lobo S, Mavroudi S. The immediate effect of changing mandibular position on the EMG activity of the masseter, temporalis, sternocleidomastoid, and trapezius muscles. *Cranio*. 2006;24(4):237-44.
18. Armijo Olivo S, Magee DJ, Parfitt M, Major P, Thie NM. The association between the cervical spine, the stomatognathic system, and craniofacial pain: a critical review. *J Orofac Pain*. 2006;20(4):271-87.
19. Mew JR. The postural basis of malocclusion: a philosophical overview. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2004;126(6):729-3.
20. Yamada R, Ogawa T, Koyano K. The effect of head posture on direction and stability of mandibular closing movement. *J Oral Rehabil*. 1999;26(6):511-20.
21. Visscher CM, Huddleston Slater JJ, Lobbezoo F, Naeije M. Kinematics of the human mandible for different head postures. *J Oral Rehabil*. 2000;27(4):299-305.
22. Higbie EJ, Seidel-Cobb D, Taylor LF, Cummings GS. Effect of head position on vertical mandibular opening. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1999;29(2):127-30.
23. Zafar H. Integrated jaw and neck function in man. Studies of mandibular and head-neck movements during jaw opening-closing tasks. *Swed Dent J Suppl*. 2000;(143):1-41.

24. Gillies GT, Broaddus WC, Stenger JM, Taylor AG. A biomechanical model of the craniomandibular complex and cervical spine based on the inverted pendulum. *J Med Eng Technol.* 1998;22(6):263-9.
25. Eriksson PO, Häggman-Henrikson B, Nordh E, Zafar H. Co-ordinated mandibular and head-neck movements during rhythmic jaw activities in man. *J Dent Res.* 2000;79(6):1378-84.
26. Eriksson PO, Zafar H, Nordh E. Concomitant mandibular and head-neck movements during jaw opening-closing in man. *J Oral Rehabil.* 1998;25(11):859-70.
27. Kohno S, Kohno T, Medina RU. Rotational head motion concurrent to rhythmical mandibular opening movements. *J Oral Rehabil.* 2001;28(8):740-7.
28. Kohno S, Matsuyama T, Medina RU, Arai Y. Functional-rhythmical coupling of head and mandibular movements. *J Oral Rehabil.* 2001;28(2):161-7.
29. Zafar H, Nordh E, Eriksson PO. Temporal coordination between mandibular and head-neck movements during jaw opening-closing tasks in man. *Arch Oral Biol.* 2000;45(8):675-82.
30. Zafar H, Eriksson PO, Nordh E, Häggman-Henrikson B. Wireless optoelectronic recordings of mandibular and associated head-neck movements in man: a methodological study. *J Oral Rehabil.* 2000;27(3):227-38.

31. Miyaoka S, Hirano H, Miyaoka Y, Yamada Y. Head movement associated with performance of mandibular tasks. *J Oral Rehabil.* 2004;31(9):843-50.
32. Shiller DM, Ostry DJ, Gribble PL, Laboissière R. Compensation for the effects of head acceleration on jaw movement in speech. *J Neurosci.* 2001;21(16):6447-56
33. Eriksson PO, Häggman-Henrikson B, Zafar H. Jaw-neck dysfunction in whiplash-associated disorders. *Arch Oral Biol.* 2007;52(4):404-8.
34. Browne PA, Clark GT, Kuboki T, Adachi NY. Concurrent cervical and craniofacial pain. A review of empiric and basic science evidence. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1998;86(6):633-40.
35. De Laat A, Meuleman H, Stevens A, Verbeke G. Correlation between cervical spine and temporomandibular disorders. *Clin Oral Investig.* 1998;2(2):54-7.
36. Ferrario VF, Tartaglia GM, Luraghi FE, Sforza C. The use of surface electromyography as a tool in differentiating temporomandibular disorders from neck disorders. *Man Ther.* 2007;12(4):372-9.
37. Fink M, Tschernitschek H, Stiesch-Scholz M. Asymptomatic cervical spine dysfunction (CSD) in patients with internal derangement of the temporomandibular joint. *Cranio.* 2002;20(3):192-7.
38. Browne PA, Clark GT, Yang Q, Nakano M. Sternocleidomastoid muscle inhibition induced by trigeminal stimulation. *J Dent Res.* 1993;72(11):1503-8.

39. Di Lazzaro V, Guney F, Akpinar Z, Yürüten B, Oliviero A, Pilato F, Saturno E, Dileone M, Tonali PA, Rothwell JC. Trigemino-cervical reflexes: clinical applications and neuroradiological correlations. *Suppl Clin Neurophysiol.* 2006;58:110-9.
40. Stohler CS. Chronic orofacial pain: is the puzzle unraveling? *J Dent Educ.* 2001;65(12):1383-92
41. Svensson P, Wang K, Sessle BJ, Arendt-Nielsen L. Associations between pain and neuromuscular activity in the human jaw and neck muscles. *Pain.* 2004;109(3):225-32.
42. Christensen LV, McKay DC. Kinematic and kinetic observations on ballistic depression and elevation of the human mandible. *J Oral Rehabil.* 2000;27(6):494-507.
43. Ciuffolo F, Manzoli L, Ferritto AL, Tecco S, D'Attilio M, Festa F. Surface electromyographic response of the neck muscles to maximal voluntary clenching of the teeth. *J Oral Rehabil.* 2005;32(2):79-84.
44. Clark GT, Browne PA, Nakano M, Yang Q. Co-activation of sternocleidomastoid muscles during maximum clenching. *J Dent Res.* 1993;72(11):1499-502.
45. Ehrlich R, Garlick D, Ninio M. The effect of jaw clenching on the electromyographic activities of 2 neck and 2 trunk muscles. *J Orofac Pain.* 1999;13(2):115-20.
46. Häggman-Henrikson B, Nordh E, Zafar H, Eriksson PO. Head immobilization can impair jaw function. *J Dent Res.* 2006;85(11):1001-5.

47. Torisu T, Suenaga H, Yoshimatsu T, Kanaoka R, Yamabe Y, Fujii H. Anticipatory and reflexive neck muscle activities during voluntary rapid jaw opening and passive jaw depression in humans. *J Oral Rehabil.* 2002;29(10):961-8.
48. Valenzuela S, Miralles R, Ravera MJ, Zúñiga C, Santander H, Ferrer M, Nakouzi J. Does head posture have a significant effect on the hyoid bone position and sternocleidomastoid electromyographic activity in young adults? *Cranio.* 2005;23(3):204-11.
49. Häggman-Henrikson B, Eriksson PO. Head movements during chewing: relation to size and texture of bolus. *J Dent Res.* 2004;83(11):864-8.
50. Cromwell RL, Aadland-Monahan TK, Nelson AT, Stern-Sylvestre SM, Seder B. Sagittal plane analysis of head, neck, and trunk kinematics and electromyographic activity during locomotion. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2001;31(5):255-62.
51. Hirasaki E, Moore ST, Raphan T, Cohen B. Effects of walking velocity on vertical head and body movements during locomotion. *Exp Brain Res.* 1999;127(2):117-30.
52. Patten C, Horak FB, Krebs DE. Head and body center of gravity control strategies: adaptations following vestibular rehabilitation. *Acta Otolaryngol.* 2003;123(1):32-40.
53. Cromwell R, Schurter J, Shelton S, Vora S. Head stabilization strategies in the sagittal plane during locomotor tasks. *Physiother Res Int.* 2004;9(1):33-42.

54. Pozzo T, Berthoz A, Lefort L. Head stabilization during various locomotor tasks in humans. I. Normal subjects. *Exp Brain Res.* 1990;82(1):97-106.
55. van Emmerik RE, Wagenaar RC. Effects of walking velocity on relative phase dynamics in the trunk in human walking. *J Biomech.* 1996;29(9):1175-84.
56. Holt KG, Wagenaar RC, Kubo M, LaFiandra ME, Obusek JP. Modulation of force transmission to the head while carrying a backpack load at different walking speeds. *J Biomech.* 2005;38(8):1621-8.
57. Moore ST, Hirasaki E, Raphan T, Cohen B. The human vestibulo-ocular reflex during linear locomotion. *Ann N Y Acad Sci.* 2001;942:139-47.
58. Flavel SC, Nordstrom MA, Miles TS. Postural stability of the human mandible during locomotion. *J Biomech.* 2003;36(6):759-64.
59. Miles TS, Flavel SC, Nordstrom MA. Control of human mandibular posture during locomotion. *J Physiol.* 2004;554:216-26.
60. Funakoshi M, Fujita N, Takehana S. Relations between occlusal interference and jaw muscle activities in response to changes in head position. *J Dent Res.* 1976;55:684-90.
61. Bratzlavsky M, Yander EE, Ecken H. Postural reflexes in cranial muscles in man. *Acta Neurol Belg.* 1977;77:5-11.
62. Rocabado M. Diagnosis and treatment of abnormal craniocervical and craniomandibular mechanics. In: Solberg WK, Clark GT, editors.

- Abnormal Jaw Mechanics Diagnosis and Treatment. Chicago: Quintessence Publishing Co; 1984;141-57.
63. Goldstein DF, Kraus SL, Williams WB, Glasheen-Wray M. Influence of cervical posture on mandibular movement. J Prosthet Dent. 1984;52:421-6.
64. Schwarz AM. Die automatische reine Scharnierbewegung im Kiefergelenk. Z Stomatol. 1927;25:287-99.
65. Posselt U. Studies on the mobility of the human mandible. Acta Odontol Scand. 1952;10:1-153.
66. Cohen S. A cephalometric study of rest position in edentulous persons: Influence of variations of head position. J Prosthet Dent. 1957;7:467-72.
67. Brenman HS, Amsterdam M. Postural effects on occlusion. Dent Prog. 1963;4:43-7.
68. Preiskel HW. Some observations on the postural position of the mandible. J Prosthet Dent. 1965;15:625-33.
69. McClean LF, Brenman HS, Friedman MG. Effects of changing body position on dental occlusion. J Dent Res. 1973;52:1041-5.
70. Chapman RJ, Maness WL, Osorio J. Occlusal contact variation with changes in Head position. Int J Prosthodont. 1991;4:377-81.
71. Makofsky HW. The influence of forward head posture on dental occlusion. J Craniomandib Pract. 2000;18:30-9.
72. Makofsky HW. The effect of head posture on muscle contact position: the sliding cranium theory. J Craniomandib Pract. 1989;7:286-92.



73. Dulčić N. Analiza okluzije zubi pomoću T-Sacn II sustava [disertacija]. Zagreb: Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu; 2007.
74. Pelivan I. Mogućosti primjene akcelerometrije u analizi kretnji donje čeljusti. [magistarski rad]. Zagreb: Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu; 2008
75. MicroStrain, Inc. G-Link™ Wireless Acceleration Measurement System Hardware User Manual (Rev 1.5, August 2004) [manual on the Internet]. MicroStrain, Inc., Willistone, USA; 2004 [cited 2010 June 14]. Available from:  
[http://www.microstrain.com/usermanuals/GLink\\_usermanual.pdf](http://www.microstrain.com/usermanuals/GLink_usermanual.pdf)
76. Calautti C, Jones PS, Persaud N, Guincestre JY, Naccarato M, Warburton EA, Baron JC. Quantification of index tapping regularity after stroke with tri-axial accelerometry. *Brain Res Bull.* 2006;70(1):1-7.
77. Calautti C, Baron JC. Functional neuroimaging studies of motor recovery after stroke in adults: a review. *Stroke.* 2003;34(6):1553-66.
78. Daubechies 2 *wavelet* (db2) properties, filters and functions - *Wavelet* Properties Browser [web page on the Internet]. *Wavelet* Browser by PyWavelets; Filip Wasilewski for PyWavelets; USA; 2010 [cited 2010 June 16]. Available from: <http://wavelets.pybytes.com/wavelet/db2/>
79. Daubechies, I. Ten Lectures on Wavelets. Philadelphia: SIAM: Society for Industrial and Applied Mathematics; 1992.
80. Percival DB; Walden WT. Wavelet Methods for Time Series Analysis. New York: Cambridge University Press; 2000.

81. Walker JS. A Primer on Wavelets and their Scientific Applications. London: Chapman and Hall–CRC; 1999.
82. Grant AA. Some aspects of mandibular movement: acceleration and horizontal distortion. *Ann Acad Med Singapore*. 1986;15(3):305-10.
83. Yamamoto T, Nishigawa K, Bando E, Hosoki M. Effect of different head positions on the jaw closing point during tapping movements. *J Oral Rehabil*. 2009;36(1):32-8.
84. Kiliaridis S, Karlsson S, Kjellberg H. Characteristics of masticatory mandibular movements and velocity in growing individuals and young adults. *J Dent Res*. 1991;70(10):1367-70.
85. Tamura T, Sekine M, Ogawa M, Togawa T, Fukui Y. Classification of acceleration waveforms during walking by *wavelet* transform. *Methods Inf Med*. 1997 Dec;36(4-5):356-9.
86. Wang N, Ambikairajah E, Lovell NH, Celler BG. Accelerometry based classification of walking patterns using time-frequency analysis. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. 2007;2007:4899-902.
87. Wang N, Redmond S, Ambikairajah E, Celler B, Lovell N. Can Triaxial Accelerometry Accurately Recognize Inclined Walking Terrains? *IEEE Trans Biomed Eng*. 2010; [Epub ahead of print]
88. Preece SJ, Goulermas JY, Kenney LP, Howard D. A comparison of feature extraction methods for the classification of dynamic activities from accelerometer data. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2009;56(3):871-9.

89. Preece SJ, Goulermas JY, Kenney LP, Howard D, Meijer K, Crompton R. Activity identification using body-mounted sensors - a review of classification techniques. *Physiol Meas.* 2009;30(4):R1-33.
90. Karantonis DM, Narayanan MR, Mathie M, Lovell NH, Celler BG. Implementation of a real-time human movement classifier using a triaxial accelerometer for ambulatory monitoring. *IEEE Trans Inf Technol Biomed.* 2006;10(1):156-67.
91. Yoshimi H, Sasaguri K, Tamaki K, Sato S. Identification of the occurrence and pattern of masseter muscle activities during sleep using EMG and accelerometer systems. *Head Face Med.* 2009;5:7.
92. Pastell M, Tiusanen J, Hakojärvi M, Hänninen L. A wireless accelerometer system with *wavelet* analysis for assessing lameness in cattle. *Biosystems Eng.* 2009;104:545-51.
93. Pober DM, Staudenmayer J, Raphael C, Freedson PS. Development of novel techniques to classify physical activity mode using accelerometers. *Med Sci Sports Exerc.* 2006;38(9):1626-34.
94. Hayashi K, Mizoguchi I, Lee SP, Reich B. Development of a novel statistical model for mandibular kinematics. *Med Eng Phys.* 2010;32(5):423-8.
95. Lobbezoo F, Verheij JG, Naeije M. Influence of periodontal receptors on the jaw-jerk reflex amplitude in man. *Eur J Oral Sci.* 2001;109(1):40-3.

## 10. ŽIVOTOPIS

---

Ivica Pelivan rođen je 29. rujna 1978. godine u Bugojnu, BiH. Osnovnu i srednju školu završio je u Trogiru. U srpnju 1997. godine upisuje dodiplomski studij na Stomatološkom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu. Dobitnik je Rektorove nagrade 2002. godine. Studij je završio u srpnju 2003. godine s prosječnom ocjenom svih položenih ispita 4,75. U prosincu 2003. godine upisao je znanstveni poslijediplomski studij na Stomatološkom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu za stjecanje stupnja magistar znanosti.

Obavezni pripravnički staž odradio je u Stomatološkoj poliklinici Split i Klinici za stomatologiju KBC-a Zagreb. Stručni ispit položio je u prosincu 2004. godine. Od veljače 2004. godine radi kao asistent - znanstveni novak na Zavodu za stomatološku protetiku Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu. Specijalizaciju iz stomatološke protetike započeo je u studenom 2006. godine, a specijalistički ispit položio je dana 6. svibnja 2010. godine.

Dobitnik je „*IADR Travel Stipend Award 2006*“ koju dodjeljuje International Association for Dental Research za rad iz područja akcelerometrije s kojim je aktivno sudjelovao na PEF IADR kongresu u Dublinu, Irska, 2006. godine. Magistrirao je 2008. godine s magistarskim radom pod naslovom „Mogućnosti primjene 3D-akcelerometrije u analizi kretnji donje čeljusti“. Aktivno se služi engleskim i njemačkim jezikom.